

N°d'ORDRE : 03/2008-M/IN

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEURE ET
DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE
UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE
« *HOUARI BOUMEDIEN* »
FACULTE D'ELECTRONIQUE



MEMOIRE

Présenté pour l'obtention du diplôme de **MAGISTER**
En **INFORMATIQUE**
Spécialité : **Informatique mobile**
Par : M^{elle} **Amel OURAHMOUNE**

Sujet :

Segmentation d'images échographiques de l'os

Soutenu le 06/12/2008, devant le jury composé de :

Mr- S.Larabi, Maitre de conférences, USTHB.
Mme- L.Hamami, Professeur, ENP.
Mme- F. Souami, Maitre de conférences, USTHB
Mme- S.AOUAT, Chargé de cours, USTHB.

Président.
Directeur de thèse.
Examineur.
Invité.

Remerciements

Au nom d'ALLAH le tout puissant et miséricordieux que je loue pour avoir guidé mes pas dans l'accomplissement de ce modeste travail. « El hamdou ly ALLAH ».

Je tiens en premier lieu à remercier,

***Pr C.Hamitouche** pour avoir cru en moi, ouvert la porte du domaine de traitement d'image médicale, guidée et encouragée.*

***Pr L.Hamami** ma promotrice pour m'avoir encadrée et orientée tout au long de cette année de recherche.*

*Mes remerciements vont également à tous mes enseignants et professeurs de l'USTHB qui m'ont appris le goût de l'effort et du travail bien fait, particulièrement **Dr A.Belkhir** et **Mme M.Mameri**.*

Mes profonds remerciements à :

***Dr Lazazi, Dr Alache** et tout le personnel médical et paramédical du service orthopédie, EPH ZMIRLI.*

***Pr Fergani** et tout le personnel médical et paramédical du service radiologie, EPH ZMIRLI.*

***Mr H.Aouicha** le directeur de l'INFPF et **Mme Lyla, Mme Mimi** ses secrétaires.*

Mes remerciements au membre du jury :

*Le président **Pr Larabi**, Membres **Dr Souami** et **Mme Aouat** d'avoir accepté de juger mon modeste travail.*

Mes remerciements sont adressés à toutes les personnes qui ont contribué à l'aboutissement de ce travail.

Merci.

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail et je remercie par la même occasion :

*Mes parents, **mon père** et **ma mère** qui m'ont soutenue et encouragée en toutes circonstances. Leur amour et leurs prières sont les clefs de ma réussite.*

*Ma **sœur Wassila** et mes deux **frères Mehdi** et **Rafik**, ils n'ont jamais cessé de m'encourager.*

Je le dédie également à :

*Mes **grands parents** maternels et paternels.*

*Mes **tantes** et **oncles**, **cousines** et **cousins**.*

*A tous mes **amis**.*

*Ce travail est dédié spécialement en la mémoire du **Pr Akroune** de l'institut de chimie, USTHB.*

Abstract

Minimally invasive orthopedic surgical interventions performed with the assistance of computerized navigation systems require reliable and fast segmentation methods for per operatively acquired patient anatomy representations.

The use of the non-invasive brightness-mode ultrasound, which is known not to be harmful to the patient, seems to be especially promising for that purpose. However, associated devices should preferably work in a computationally efficient and fully automatic manner in order to avoid manual segmentation tasks.

This document presents a fast and fully automatic segmentation approach for ultrasound B-Mode images, which is capable of detecting echoes originating from bony structures. Our solution is performed by using general a priori knowledge about osseous interface and ultrasound imaging physics. Results of the automatic segmentation are compared with the manual segmentation of an expert.

Key words: Segmentation, ultrasound image analysis, computer orthopedic surgery.

Résumé

La chirurgie orthopédique assistée par ordinateur nécessite l'utilisation de méthodes de segmentation fiables et rapides. Ces méthodes sont utilisées en per opératoire pour l'acquisition de la morphologie spécifique du patient.

Grâce à son caractère non invasif, l'échographie paraît bien adaptée pour l'acquisition de la morphologie du patient. Cependant, pour assurer la fiabilité et la rapidité du traitement des images échographiques osseuses, nous préconisons l'utilisation d'une méthode de segmentation automatique.

Dans ce document, nous présentons une méthode de segmentation automatique qui exploite les connaissances sur l'anatomie et la structure de l'os ainsi que sur les propriétés physiques des ultrasons. Les résultats de l'approche proposée sont évalués en comparaison à une segmentation manuelle de référence.

Mots clefs : Segmentation, traitement d'image échographique, chirurgie orthopédique assistée par ordinateur.

Plan :

Introduction générale.....	1
Chapitre1 : l'os et les ultrasons	
Introduction	4
I. Focus sur le système ostéo articulaire	5
I. 1. Le membre supérieur	6
I. 2. Le membre inférieur.....	7
II. Etude anatomique du genou	7
II.1. Les éléments osseux du genou	8
II.2. La gonarthrose	8
III. Rappel sur les ultrasons.....	10
III.1. Les caractéristiques de l'onde ultrasonore.....	10
III.2. Comportement du tissu suite à l'émission d'ondes ultrasonores.....	12
III.3. L'échographie.....	13
III.3.1. L'appareil échographique.....	13
III.3.2. Propriétés biologiques des ondes ultrasonores.....	15
III.3.3. L'image échographique.....	16
III.3.4. Avantages et inconvénients de l'échographie.....	18
IV. Caractéristiques ultrasonores de la matière.....	18
IV.1. Aspect échographique des tissus biologiques	19
IV.2. Interactions des ultrasons sur l'os.....	20
IV. Les caractéristiques ultrasonores de la corticale.....	20
IV. Applications médicales des ultrasons	21
V. Travaux en cours.....	24
Conclusion.....	24
Chapitre 2 : état de l'art.	
Introduction	26
I. Généralités sur le traitement d'image	26
I.1. Les modèles d'outils de manipulation d'image	26
I.1.1. le modèle linéaire.....	26
I.1.2. Le modèle fréquentiel	26
I.1.3. Le modèle statistique	26
I.1.4. Le modèle différentiel	26
I.1.5. Le modèle ensembliste	26
I.1.6. Le modèle discret	27
I.2. Les Filtres	27
I.2.1. Le filtrage global	27
I.2.2. Le filtrage local	27

A.	Le filtrage local linéaire.....	27
	Flou uniforme	28
	Flou Gaussien	28
	Filtre PREWITT	27
	Filtre ROBERTS	29
	Filtre SOBEL	29
	Filtre KIRSCH	29
	Filtre MDIF	30
	Filtre Différence of Gaussian DOG	30
	Filtre Laplacian of Gaussian LOG.....	30
B.	Le filtrage local non linéaire	31
	Coupe médiane	31
	Diffusion	31
	Filtre KUWAHARA	31
	Filtre Symmetric Nearest Neighbor SNN.....	32
	Déparasitage.....	32
	Filtre HARRIS	32
II.	Généralités sur la segmentation d'image	33
II.1.	Définition	33
II.2.	Les approches de la segmentation	33
II.2.1.	Approche pixels	33
II.2.2.	Approche région	33
II.2.3.	Approche contour	33
II.2.4.	Approche hybride	33
II.3.	Applications de quelques méthodes de segmentation sur les images médicales	34
III.	Les bases d'une bonne segmentation	36
III.1.	Les caractéristiques de l'image échographique	36
III.2.	La morphologie	37
III.3.	Le temps	37
IV.	Les caractéristiques ultrasonores de l'os	38
	Conclusion	39

Chapitre3 : évaluation de l'existant

	Introduction	41
I.	Présentation de quelques méthodes de segmentation d'image échographique de l'os	41
I.1.	Méthode segmentation automatique par fusion d'informations.....	41
I.2.	Automatique et rapide méthode d'extraction de contour de l'os dans des US	47

I.3. Automatique méthode de segmentation basée sur le modèle du contour actif	51
II. Evaluation et conclusion.....	53

Chapitre4 : analyse et conception

Introduction	55
I Démarche d'analyse et de conception	55
II Présentation générale de la méthode	58
II. 1. Filtrage	60
II. 2. Rehaussement des intensités	61
II. 3. Extraction du contour.....	63
II.4. Analyse d'homogénéité	64
Evaluation de la solution	65
III.1. Evaluation de la précision	66
III.2. Evaluation du temps d'exécution	66
Conclusion	69
Conclusion et perspectives.....	71

Liste des figures :

Fig1.1. Architecture de l'os long.....	5
Fig1.2. L'os trabéculaire.....	6
Fig1.3. Elément osseux du genou.....	7
Fig1.4. Radiographie de face avec pincement articulaire.....	8
Fig1.5. Axes anatomiques du genou.....	8
Fig1.6. Les axes mécaniques.....	9
Fig1.7. Défaut d'alignement du membre inférieur.....	9
Fig1.8. Comportement des ultrasons.....	13
Fig1.9. Affet piezoelectrique.....	14
Fig1.10. Fonctionnalités de la sonde echographique.....	14
Fig1.11. Image radiologique.....	21
Fig1.12. Image échographique.....	21
Fig1.13. Comparaison in vitro des images ultrasonore (à gauche) et absorptiométrique rayons X (à droite) de l'extrémité supérieure du fémur.....	22
Fig2.1. Voisinage 3*3.....	27
Fig2.2. Noyau 3*3.....	28
Fig2.3. Noyau 3*3 du filtre uniforme.....	28
Fig2.4. Noyau 5*5 du filtre gaussien.....	28
Fig2.5. Noyau de Détection verticale.....	29
Fig2.6. Noyau Détection horizontale.....	29
Fig2.7. Noyau de Détection -45°.....	29
Fig2.8. Noyau de Détection +45°.....	29
Fig2.9. Noyau de Détection verticale.....	29
Fig2.10. Noyau de Détection horizontale.....	29
Fig2.11. Noyau de Détection verticale.....	29
Fig2.12. Noyau de Détection horizontale.....	29
Fig2.13. Noyau de Détection verticale.....	30
Fig2.14. Noyau de Détection horizontale.....	30
Fig2.15. Noyau du filtre DOG.....	30
Fig2.16. Noyau 3*3 du filtre LOG.....	31
Fig2.17. Noyau 5*5 du filtre LOG.....	31
Fig2.18. Noyau 5*5 du filtre KUWAHARA.....	31
Fig2.19. Noyau 3*3 du filtre SNN.....	32
Fig2.20. Noyau 3*3 du filtre HARRIS.....	32
Fig3.1. Schéma général de la methode1.....	42
Fig3.2. Description de Traitement de l'image.....	43
Fig3.3 Résultat de la fusion.....	44
Fig3.4. Schéma général de la methode2.....	47
Fig. 3.5. Résultat de la première étape.....	48
Fig.3.6. Résultat final de la methode2.....	50
Fig3.7. Schéma général de la methode3.....	51

Fig4.1. Diagramme de démarche conceptuelle.....	55
Fig4.2. cas d'utilisation « effectuer segmentation ».....	56
Fig4.3. Diagramme d'activités de la procédure de segmentation.....	57
Fig4.4. Schéma récapitulatif de la solution proposée.....	59
Fig4.5. Echographie de l'épine tibiale.	60
Fig4.6. Image filtrée.....	60
Fig4.7. Image corrigée	61
Fig4.8. Extraction du contour	63
Fig4.9. Segmentation manuelle	64
Fig4.10. Résultat final.....	65
Fig4.11. Echographie du Symphyse	65
Fig4.12. Image Segmentée.....	65

Liste des tableaux :

Tab1.1. Tableau des vitesses des US à travers différents milieux.....	10
Tab1.2. Tableau des impédances.....	11
Tab1.3. Tableau des distances parcourus en fonction de la fréquence de la sonde.....	11
Tab1. 4. Tableau descriptif de l'aspect échographique des tissus biologiques...	19
Tab1.5. Tableau des distances traversent par l'US à travers l'os.....	20
Tab1.6. Tableau des caractéristiques de la focalisation de la sonde sur le fémur	20
Tab3.1. Récapitulatif des résultats promis.....	53
Tab.4.1. Association des rôles aux acteurs.....	55
Tab4.2. Erreur de segmentation.....	66
Tab4.3. Résultat de la méthode sur quelques échographies du genou.....	68

Introduction générale

La chirurgie orthopédique a pour objectif la restauration des fonctionnalités fondamentales du système ostéo articulaire et la reconstruction osseuse.

Avec l'évolution de la technologie, la chirurgie orthopédique se trouve soutenue par l'introduction de matériel informatique et des technologies d'imagerie moderne. Ceci a donné naissance aux gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur GMCAO.

La tendance actuelle de la GMCAO est d'aller vers la réalisation d'interventions dites mini invasives sans imagerie à rayons X ce qui minimise les délais de rétablissement des patients et les risques d'exposition aux rayons X.

L'ostéotomie tibiale est une procédure chirurgicale pour le traitement de la gonarthrose, elle bénéficie des concepts de la GMCAO.

Dans le but d'améliorer la procédure actuelle, nous avons pensé à intégrer un échographe pour l'acquisition de la morphologie du patient. Ceci nous permettra de rendre la procédure mini invasive et sans danger d'exposition aux rayons X.

Seulement, l'extraction du contour de l'os à partir de son image échographique n'est pas simple à effectuer. En effet, à cause de la nature de l'os, l'image est de mauvaise qualité.

Dans ce présent travail, nous avons proposé une méthode d'extraction de points d'intérêts du contour de l'os, qui est accès rapide et robuste pour une utilisation en per opératoire dans le cadre de la réalisation de l'ostéotomie tibiale assistée par ordinateur.

Pour ce faire, nous avons commencé par étudier l'anatomie du système ostéo articulaire, nous nous sommes intéressés particulièrement au genou et à la gonarthrose. Nous avons étudié en suite le principe des ultrasons et leurs effets sur l'os.

Avant d'explicitier notre solution, nous avons présenté et évalué quelques méthodes de segmentation existantes.

Nous avons présenté la démarche conceptuelle à l'aide des diagrammes UML Unified Modelization Language.

Pour l'implémentation nous avons utilisé le Visual C++ et les bibliothèques Visualisation ToolKit pré compilées.

Le présent document est organisé comme suit :

Chapitre 1 : dans lequel nous allons

- ✓ Définir le système ostéo articulaire.
- ✓ Introduire le monde des ultrasons.
- ✓ Définir l'impact et les applications des ultrasons sur l'os.

Chapitre 2 : dans lequel nous allons

- ✓ Découvrir les notions fondamentales du traitement d'image.
- ✓ Définir les bases de la segmentation d'image médicale.

Chapitre 3 : ou nous allons

- ✓ Présenter et évaluer quelques méthodes de segmentations d'image échographique osseuse.

Chapitre 4: ou nous allons

- ✓ Définir une méthode de segmentation originale.
- ✓ Evaluer les performances de la méthode.

Chapitre 1: l'os et les ultrasons

Introduction :

Les gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur GMCAO sont des techniques qui associent les technologies d'acquisition médicale (imagerie 2D, imagerie 3D et signaux) au suivi tridimensionnel (systèmes optiques, magnétiques) et parfois à la robotique. Cette association est rendue possible grâce à la science informatique.

Les GMCAO offrent au chirurgien la possibilité de planifier et de réaliser les interventions chirurgicales avec précision et un suivi 3D du geste opératoire. Ce qui va vers une meilleure prise en charge du patient.

Les GMCAO comprennent les trois étapes suivantes : la perception, le raisonnement et l'action.

1. La perception est la phase d'acquisition et de traitement des données. L'acquisition des données peut être effectuée en pré opératoire ou en per opératoire et peut utiliser différentes sources d'imagerie (IRM, scanner,...), des signaux (pression artérielle, ...) ou des connaissances a priori de la morphologie (points palpés sur l'os).

2. Le raisonnement consiste à définir la stratégie opératoire optimale qui peut être réalisée en per opératoire ou bien par planification pré opératoire avec modifications éventuelles pendant l'intervention.

3. L'action est la réalisation de façon fiable et précise du geste planifié à l'aide d'un système de guidage qui fournit une information en temps réel sur la position des instruments ou des implants.

Nous nous intéressons particulièrement aux GMCAO utilisés dans la procédure chirurgicale de l'ostéotomie supérieure du tibia dans laquelle il est important de déterminer avec précision la zone osseuse à couper. C'est pourquoi il est impératif d'acquérir la bonne information surfacique de l'épiphyse tibiale et de l'épiphyse fémorale.

Les GMCAO disposent de deux approches pour la mise en correspondance des surfaces 3D avec une structure osseuse spécifique telle que le fémur ou le tibia. Dans la première, la surface est extraite à partir d'image CT (tomodensitométrie) obtenue en pré opératoire. Cette dernière est mise en correspondance avec la structure osseuse au moment de l'intervention. Cette approche pose le problème de la radioprotection lié au fait que l'examen CT est basé sur l'utilisation des Rayons X.

La deuxième approche déforme un modèle générique de la structure osseuse à l'aide des points acquis sur la surface de l'os en per opératoire. Les points peuvent être acquis soit par palpation directe de la structure seulement (dans le cas de l'ostéotomie le palpeur ne peut accéder aux structures en dehors du champ opératoire), soit par palpation indirecte suite à la segmentation d'image échographique de la structure osseuse.

Nous adoptons l'utilisation de l'échographie pour l'acquisition de la morphologie de l'os, elle nous permet d'éviter les dangers liés à la manipulation des Rayons X et de minimiser les zones d'ouverture grâce à son utilisation en percutané ; Ce qui offre au final la meilleure prise en charge du patient.

Nous tentons de mettre en place une méthode de segmentation d'image échographique osseuse robuste et rapide pour l'acquisition en temps réel des points de la surface osseuse.

Les techniques modernes d'imagerie médicale permettent de visualiser l'intérieur du corps humain de façon non invasive et atraumatique. Nous allons nous intéresser à une des techniques d'imagerie la plus utilisée, l'échographie sur un tissu biologique complexe qui est l'os.

Dans ce qui suit, nous allons étudier de près le système ostéo-articulaire [11], ensuite nous nous intéresserons aux ultrasons et leurs impacts sur le tissu osseux.

I. Focus sur le système ostéo articulaire :

Le *squelette humain* est composé de plus ou moins 206 os, supportés et étayés par des ligaments¹, tendons², muscles, fascias³ et cartilages⁴. Le squelette évolue avec l'âge suivant le développement de la structure osseuse.

La *structure osseuse* est définie par un tissu osseux et une architecture osseuse: [12]

➤ Le tissu osseux :

Le tissu osseux est un tissu conjonctif composé d'ostéocytes, d'une substance intercellulaire calcifiée contenant des fibres collagènes et d'une matière amorphe, riche en mucopolysaccharides. C'est un tissu vivant, en perpétuel remaniement du aux ostéoformations et aux résorptions.

➤ L'architecture osseuse :

L'architecture osseuse est la répartition des tissus osseux *spongieux* et *cortical*. Elle diffère d'un type d'os à l'autre

Rappelons qu'il existe trois types d'os composant le squelette humain: l'os long, l'os court et l'os plat.

L'os long apparait comme une tige osseuse comportant deux extrémités, l'épiphyse et la diaphyse. L'os plat comporte deux faces et plusieurs bords.

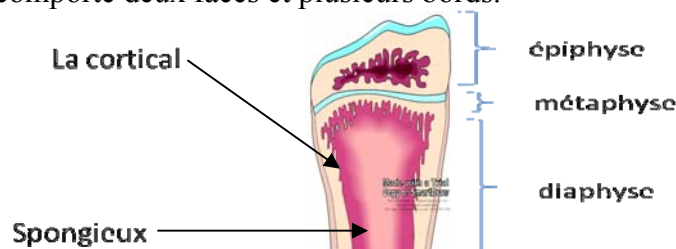


Fig1.1. Architecture de l'os long.

Le squelette garde son équilibre grâce un tissu osseux nommé *os trabiculaire* présent dans les sites articulaires ou aux extrémités comme le plateau tibial ou le talon. L'os trabiculaire comporte essentiellement deux phases. Une phase solide, les travées osseuses constituées essentiellement d'hydroxyapatite de calcium, immergée dans la phase fluide visqueuse connue sous le nom de « *moelle* » (mélange de tissu sanguin, de collagène et de graisse dans des proportions variables selon l'âge de la personne).

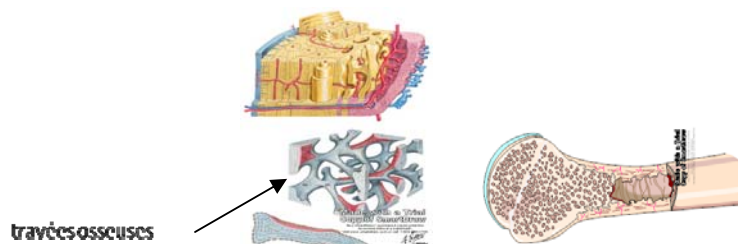


Fig1.2. L'os trabéculaire.

Le système ostéoarticulaire est la partie du squelette responsable de la mobilité du corps grâce aux articulations qui permettent aux muscles d'actionner les différents segments du squelette. Il représente une réserve importante de minéraux, en particulier de calcium et de phosphore. Aussi il permet la fabrication des cellules sanguines, au niveau de la moelle osseuse.

Le système ostéoarticulaire est composé d'un membre supérieur et d'un membre inférieur.

IV .1. Le membre supérieur : il totalise 32 paires d'os et est composé de :

I.1.1 L'Épaule qui est constituée de :

- **La Scapula** qui est un os plat, triangulaire, appliqué à la face postérieure du thorax, de la 2ème à la 7ème ou 8ème côte. La face postérieure montre à l'union de son 1/4 supérieur et de ses 3/4 inférieurs, une forte lame, appelée épine de l'omoplate.
- **La Clavicule** qui est un os long, pair, situé entre le sternum et l'omoplate, dirigé obliquement en arrière et en dehors.

I. 1.2. Le Bras composé de:

- **L'Humérus** qui est un Os long situé entre la scapula (omoplate) en haut, le radius et le cubitus en bas, il présente un corps (diaphyse) et deux extrémités (zones epiphysio-metaphysaires).

I.1.3 l'Avant-bras composé de :

- **le Radius** qui est un os long situé entre l'humérus et le carpe, en dehors du cubitus. Il présente un corps et deux extrémités.
- **L'Ulna** : Le cubitus (ou *ulna*) est un os long, situé entre l'humérus et le carpe, en dedans du radius. Il présente un corps et deux extrémités.

I.1.4 La Main composé de :

- **Carpe** qui est composé de 8 osselets irrégulièrement cubiques, disposés en deux rangées transversales. Le carpe, dans son ensemble, forme une profonde gouttière ouverte en avant et limitée en dehors par le scaphoïde et le trapèze, en dedans par le pisiforme et l'apophyse unciforme de l'os crochu.
- **Le Métacarpe** qui forme le squelette de la paume de la main. Il comprend cinq petits os longs numérotés de dehors en dedans, les **métacarpiens**.
- **Les Phalanges** qui forment le squelette des doigts. Chaque doigt possède trois phalanges, sauf le pouce qui n'en a que deux. Ce sont, de haut en bas, les **phalanges**, **phalangines** et **phalangettes**.

I.2. **Le Membre inférieur** il totalise 33 paires d'os et est composé de :

I.2.1. **Le Bassin** constitué de :

➤ **L'Os coxal (ou os iliaque) (3 paires : ilion, ischion et pubis)** : Os plat, compris entre le sacrum et le fémur. On décrit à l'os coxal deux faces, une externe et une interne et quatre bords: un supérieur, un inférieur, un antérieur et un postérieur.

I.2.2 **La Cuisse** :

➤ Le Fémur est un os long, situé entre l'os coxal et le tibia. Il présente un corps et deux extrémités.

➤ **La Patella (anciennement rotule)**

I.2.3. **La Jambe** constituée de :

➤ Le Tibia est un os long, situé en dedans du péroné, entre le fémur et l'astragale (ou *talus*). Son corps montre un bord antérieur contourné en S, qui commence en haut à la tubérosité antérieure du tibia. Sa partie moyenne, très marquée, est la crête du tibia.

➤ **La Fibula (anciennement péroné)** : Le péroné (ou *fibula*) est un os long grêle, situé en arrière et en dehors du tibia. Moins élevé que le tibia du côté du genou, il le déborde en bas.

I.4 **Le Pied** : l comprend le tarse, le métatarse et les phalanges des orteils. Le tarse réunit 7 os courts, disposés en deux rangées. La rangée postérieure est formée de deux os superposés, le talus (astragale) et le calcanéum (calcaneus). L'antérieure est constituée en dehors par le cuboïde, en dedans par l'os naviculaire et les trois cunéiformes. L'astragale est irrégulièrement cubique. Elle présente, à sa face supérieure, la poulie astragaliennne convexe dans le sens antéro-postérieur et concave transversalement. Plus large en arrière qu'en avant, elle s'articule avec la face inférieure de l'extrémité inférieure du tibia. Le calcanéum est l'os le plus volumineux du tarse. Le métatarse est formé de cinq petits os longs numérotés de dedans en dehors, semblables aux **métacarpiens**. Les orteils possèdent trois phalanges chacun, sauf le gros (aussi appelé hallux) qui n'en a que deux.

Rappelons que notre travail s'inscrit dans le cadre de la réalisation de l'osteotomie tibiale pour le traitement de l'arthrose du genou. C'est pourquoi nous allons dans ce qui va suivre nous intéresser à l'anatomie du genou et étudier la pathologie concernée, l'arthrose.

II.4 . Etude anatomique du genou :

Le genou est la plus grande et la plus complexe des articulations du corps humain de part le nombre d'éléments qui la composent. C'est aussi l'articulation la plus sollicitée, car elle intervient dans la majorité des activités physiques.

II.1. **Les éléments osseux du genou** :

Le genou est une articulation composée. Elle présente deux articulations, l'articulation *fémoro-tibiale* (entre le fémur et le tibia) et l'articulation *fémoro-patellaire* (entre le fémur et la rotule).



Fig1.3. Elément osseux du genou.

II.2. La gonarthrose :

L'arthrose du genou ou la gonarthrose est une pathologie chronique, qui consiste en la dégradation du cartilage des surfaces articulaires du genou. Elle touche particulièrement les personnes âgées de plus de 55 ans. Elle est liée à des facteurs mécaniques (obésité et mauvais alignement du membre inférieur) et biologique (vieillesse) qui déstabilisent l'équilibre entre la synthèse et la dégradation du cartilage et de l'os sous chondral (os sous la surface articulaire) provoquant ainsi la destruction des surfaces articulaires.



Fig1.4. Radiographie de face avec pincement articulaire.

Le traitement chirurgical de l'arthrose a pour but la restitution biomécanique du genou. Il peut être prothétique (prothèse totale du genou) ou conservateur (ostéotomie supérieure du tibia). La restitution biologique comprend la correction des axes du genou. Il existe deux groupes d'axes qui traversent le genou, les axes anatomiques et les axes mécaniques.

A. Les axes anatomiques :

L'axe anatomique représente l'orientation de la diaphyse de la structure osseuse. Concernant le genou, il existe deux types d'axes anatomiques : l'axe anatomique du tibia et l'axe anatomique du fémur.

Les axes du genou passent par son centre. Il peut être assimilé au centre des épines tibiales ou au centre de l'échancrure intercondylienne.

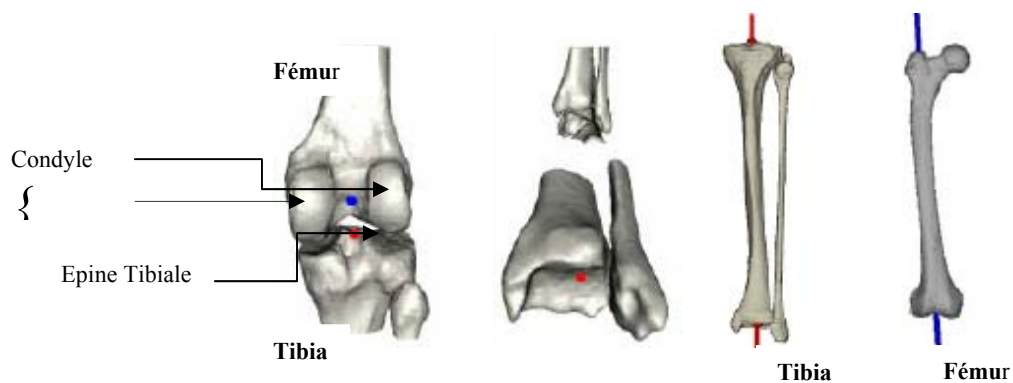


Fig1.5. Axes anatomiques du genou.

B. Les axes mécaniques :

L'axe mécanique représente la ligne de charge qui définit la direction de la force supportée par la structure osseuse. Il existe trois axes mécaniques qui traversent le genou : l'axe mécanique du membre inférieur, l'axe mécanique fémoral et l'axe mécanique tibial.

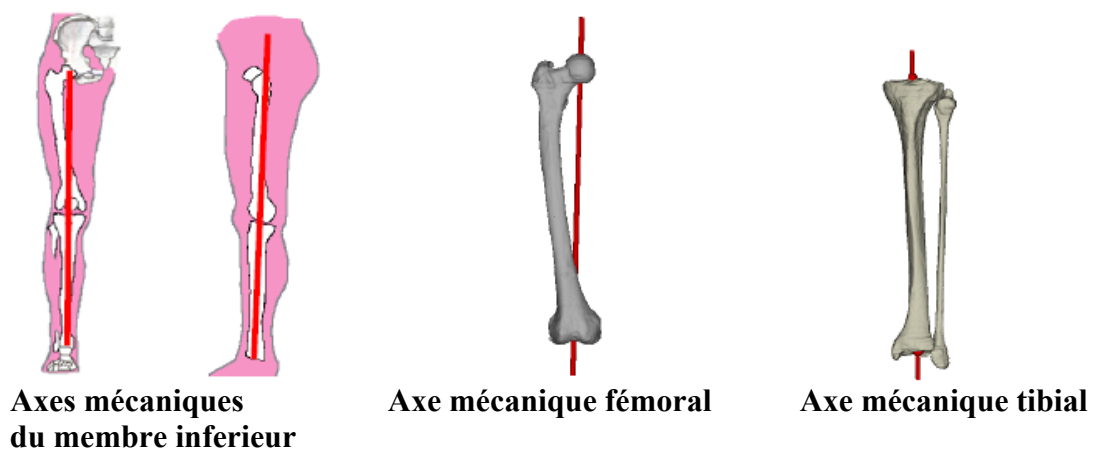


Fig1.6. Les axes mécaniques.



Fig1.7. Défaut d'alignement du membre inférieur.

Afin de corriger l'orientation de ces axes, il est nécessaire de déterminer avec précision le centre du genou.

Rappelons qu'on souhaite utiliser l'échographie pour l'acquisition de la morphologie du patient atteint de gonarthrose. C'est pourquoi, nous devons extraire avec précision le contour de ces surfaces articulaires à partir de leur image échographique. Pour ce faire, nous devons étudier le concept des ultrasons et leurs applications.

III.4 Rappel sur les ultrasons :[3]

Le son est une onde mécanique qui nécessite un support matériel de propagation. Les ultrasons comme le son sont des ondes mécaniques longitudinales. Les ondes ultrasonores sont caractérisées par des fluctuations de densité et de pression à des fréquences inaudibles pour l'oreille humaine. Elles varient entre 20 KHz et 20 MHz. En médecine on utilise des fréquences allant de 2 à 20MHz.

III.1 Les caractéristiques de l'onde ultrasonore :

La vitesse :

La vitesse de propagation des ultrasons est fonction de la nature du milieu.

Le tableau suivant présente quelques matières et la vitesse de propagation des ultrasons correspondante:

Milieu	Vitesse (ms)
Air	330
Eau	1480
Tissus mous	1540
os	4080

Tab1.1. Tableau des vitesses des US à travers différents milieux.[3]

*La vitesse = fréquence * la longueur d'onde.*

L'impédance :

L'impédance est la résistance des tissus au passage des ultrasons. Elle varie d'un tissu à l'autre en fonction de son module d'élasticité et de sa densité. La différence d'impédance à l'intersection des tissus fait dévier l'onde acoustique.

Le tableau suivant présente l'impédance de quelques matières.

z (en kg/(m²s) ou rayl)	
Air	4 x 10⁻¹⁰
Graisse	1,38 x 10⁻⁶
Eau	1,48 x 10⁻⁶
Cerveau	1,58 x 10⁻⁶
sang	1,61 x 10⁻⁶
peau	1,62 x 10⁻⁶
tissus mous	1,63 x 10⁻⁶
Muscle	1,70 x 10⁻⁶
Os	7,80 x 10⁻⁶

Tab1.2. Tableau des impédances. [3]

$$Z = r v$$

Où :

Z: impédance acoustique du milieu, en kg/(m²s) ou rayl.

r: masse volumique (densité) du milieu, en kg/m³.

v: vitesse de l'ultrason dans ce milieu (m/s).

L'atténuation :

La fréquence des ultrasons a une influence déterminante sur les possibilités d'exploration des tissus biologique. En effet, en utilisant des ondes à basses fréquences on arrive à explorer plus en profondeur le tissu biologique.

Fréquence des ultrasons	Profondeur d'exploration maximale
2,5 - 3,5 MHz	> 15 cm
5 MHz	10 cm
7,5 MHz	5-6 cm
10 - 12 MHz	2-3 cm

Tab1.3. Tableau des distances parcourues en fonction de la fréquence de la sonde. [3]

L'intensité de l'onde émise s'atténue durant son parcours à travers le tissu d'incidence. Ce phénomène est causé par la décroissance de l'amplitude de l'onde avec la distance.

L'intensité I d'une onde varie selon une loi exponentielle :

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x}$$

Où

x est la distance (en mètre) traversée par un son ou un ultrason dans une substance,

I_0 est l'intensité initiale, en watt par m²,

μ est le coefficient d'atténuation de la substance traversée, en m⁻¹.

III.2. Comportement du tissu suite à l'émission d'ondes ultrasonores:

Rappelons quelques définitions:

1. *Transmission* : l'onde traverse l'interface.
2. *Réflexion* : l'onde transmise subit une déviation.
3. *Diffusion* : renvoi de l'onde incidente dans toutes les directions de l'espace.
4. *Absorption* : transformation de l'énergie acoustique en énergie calorique.

La limite entre deux tissus constitue une interface.

A chaque fois que l'onde ultrasonore rencontre une interface, une partie de l'énergie incidente est absorbée par le tissu traversé. Une part de l'énergie restante est transmise tandis que l'autre partie est réfléchiée sans que sa fréquence soit modifiée. Les directions de transmission et de réflexion sont fonction de l'angle d'incidence de l'onde ultra sonore. Deux cas sont alors envisageables:

Dans le premier cas, l'incidence est perpendiculaire à l'interface, la transmission se fait dans la même direction et le même sens que l'onde émise, tandis que la réflexion se fait dans la même direction mais dans le sens inverse.

Dans le deuxième cas, l'incidence n'est pas perpendiculaire à l'interface ; l'onde est réfléchie et déviée d'un angle égal à celui de l'onde incidente par rapport à l'orthogonale à l'interface. La proportion des énergies transmise et réfléchie ainsi que l'angle de réflexion sont fonctions de la différence d'impédance entre les deux tissus. Plus la différence d'impédance est importante, plus la réflexion est élevée.

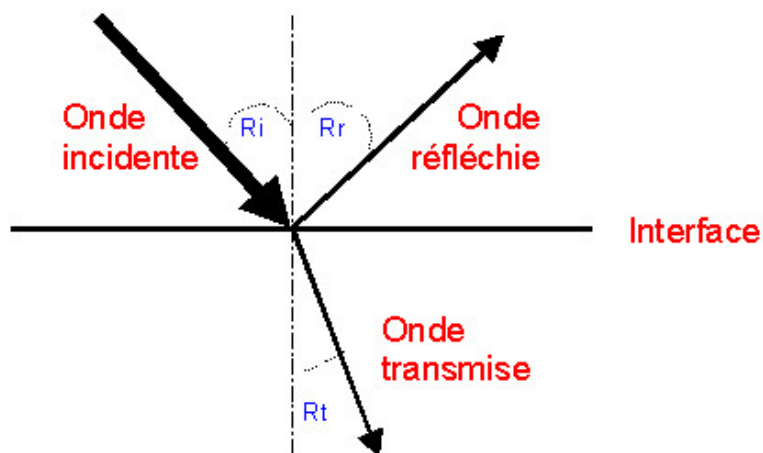


Fig1.8. Comportement des ultrasons à l'interface séparant deux milieux. [3]

Dans le domaine médical, les ondes à ultrason sont utilisées pour la création d'images échographiques qualitatives ou quantitatives des organes biologiques.

III.3 L'échographie :

Le mot échographie provient de deux [racines grecques](#), *écho* (un écho) et *graphie* (un dessin). Il se définit donc comme étant « un dessin par l'écho ».

Le terme échographie désigne aussi bien l'acte médical que l'image qui en découle. L'écho est produit par la réflexion de l'onde incidente à la rencontre d'interface. L'onde réfléchie est utilisée pour identifier, localiser et caractériser l'interface. La représentation de tous les échos le long des lignes de propagation des ultrasons permet de créer l'image échographique en niveaux de gris de l'organe en temps réel. Cette image est constituée de points dont la brillance est fonction de l'intensité des ondes réfléchies par les différentes interfaces traversées. La qualité de l'image construite est proportionnelle à la fréquence des ondes ultrasonores.

III.3. 1. L'appareil échographique:

L'appareil échographique ou l'échographe est constitué :

- d'une sonde, permettant l'émission et la réception d'ultrasons ;
- d'un système informatique, transformant le délai entre la réception et l'émission de l'ultrason en image ;
- d'une console de commande, permettant l'introduction des données du patient et les différents réglages ;
- d'un système de visualisation ou moniteur ;
- d'un système d'enregistrement des données, soit de manière analogique (cassette vidéo, impression papier), soit de manière numérique (format DICOM) ;

La sonde :

Un échographe est muni d'une sonde échographique, nommée barrette échographique, pourvue de 64, 96 voire 128 transducteurs ultrasonores. Un transducteur est un élément qui transforme une forme d'énergie en une autre. Concernant les sondes d'échographie, l'énergie électrique est convertie en ultrason et vice versa. Le transfert d'énergie utilise l'effet piézoélectrique. Ce dernier a été découvert en 1880 par Pierre et Jacques Curie. Les transducteurs contenus dans les sondes d'échographie sont généralement en céramiques de Plomb Zirconate de Titane (PZT). En appliquant un courant alternatif sur un cristal piézoélectrique, le cristal se comprime et se décomprime alternativement et émet un son dont la fréquence dépend des caractéristiques du cristal. Le même élément est utilisé pour transformer en courant électrique les ultrasons qui reviennent vers la sonde après avoir été réfléchis.

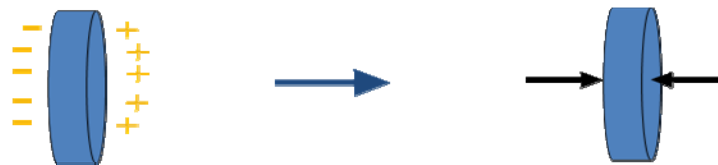


Fig1.9. Effet piezoelectrique. [13]

La sonde émet des ultrasons en salve. Pendant le reste du temps, la sonde est réceptrice d'écho. La durée des salves est très courte, de l'ordre de quelques microsecondes, et correspond à l'émission de 3 cycles en moyenne. La durée de la période d'attente est plus longue, de l'ordre de la milliseconde. La fréquence de répétition du cycle est donc de l'ordre du kHz, ce qui donne l'impression d'une imagerie en temps réel.



Fig1.10. Fonctionnalités de la sonde échographique. [13]

Le faisceau d'ultrasons comporte deux zones distinctes :

Le champ proximal (ou zone de Fresnel) qui se caractérise par la présence de phénomènes d'interférence dans le faisceau pouvant entraîner des vibrations d'intensité marquée et une légère convergence du faisceau. Ce champ dépend du diamètre de la sonde et de sa fréquence. Il est à noter que c'est dans ce champ surtout que se manifestent les effets thérapeutiques.

Le champ proximal varie de 1 MHz à 3 MHz.

Le champ distal (ou zone de Fraunhofer) qui se caractérise par la quasi-absence de phénomènes d'interférence, un plus grand diamètre du faisceau et une plus grande dispersion (divergence).

Les différents réglages possibles :

Voici quelques réglages de la sonde échographique et leurs impacts.

- La puissance d'émission est réglable mais ne joue que peu dans la qualité de l'image. Il faut théoriquement utiliser la puissance minimale acceptable afin d'éviter un échauffement des tissus examinés. En pratique courante, ce risque est négligeable.
- La fréquence d'émission peut être modifiée dans les limites des spécifications de la sonde.
- Le gain à la réception peut être augmenté ou diminué globalement ou de manière variable, suivant la profondeur de la zone explorée (*TGC* pour *time gain compensation*).
- L'imagerie peut être basculée du *mode fondamental* en *mode de seconde harmonique* (abrégé en *mode harmonique*) permettant d'avoir une meilleure définition.
- Le faisceau d'ultrasons peut être focalisé (lentille acoustique par retard d'émission réglé électroniquement) à une plus ou moins grande profondeur (ne joue que peu sur la qualité de l'image).
- La zone d'intérêt de l'organe exploré peut être élargie, ou au contraire, rétrécie. Dans ce dernier cas, l'image a une meilleure définition.
- La cadence d'acquisition peut être réglée. Ce paramètre est peu important en cas d'organes fixes mais doit être sensiblement augmentée pour étudier la mobilité d'une structure.

III.3.2. Propriétés biologiques des ondes ultrasonores:

Les effets des ultrasons ne sont pas encore complètement élucidés. Cependant, il a été prouvé qu'ils ont des effets sur les tissus organiques causés par la transformation de l'énergie mécanique en énergie thermique.

✓ Effet mécanique :

Les vibrations provoquent dans les tissus des compressions alternées à des expansions selon une périodicité correspondant à leur fréquence, ce qui cause des variations de pression. Cet effet mécanique provoque de véritables micromassages qui peuvent aboutir à une dilacération des fibres du tissu conjonctif. Cet effet est appelé, effet fibrolytique ou sclérolytique. Cet effet est mis à profit dans le traitement des adhérences et des cicatrices.

✓ Effet thermique :

Il a été montré que la température augmente au niveau des zones soumises aux vibrations ultrasonores. Elle s'accompagne évidemment d'une vasodilatation. Simultanément à cette augmentation de la température, se produit une modification de la perméabilité des membranes. L'effet thermique, résulte des frictions moléculaires provoquées par les vibrations. La modification de perméabilité des membranes, s'explique par ces mobilisations moléculaires.

Les réactions thermiques se produisent essentiellement aux sites de réflexion. Du fait des différences de coefficients d'absorption, des réflexions et des interférences, la production de chaleur dans le champ d'action des ultrasons n'est pas homogène. On compense cette absence d'homogénéité par un déplacement continu du projecteur.

Notons que la chaleur augmente en particulier dans le tissu osseux, les cartilages, les tendons, le tissu musculaire et la peau.

✓ **Effet antalgique :**

La conductibilité nerveuse peut subir un ralentissement voire une interruption momentanée. Ceci s'expliquerait par une dépolarisation des fibres nerveuses afférentes due à l'effet thermique.

Par contre l'effet des ultrasons sur le système nerveux central est assez néfaste. Il apparaît que le système nerveux central est très sensible aux ultrasons, on peut observer des lésions allant de la tuméfaction du cylindraxe à la destruction complète. Dans certains cas, il y a un accroissement de la sécrétion de sérotonine, dont la signification reste obscure.

✓ **Effet destructeur :**

L'application des ultrasons, sur un tissu humain in vitro et à grande puissance, fait apparaître un effet destructeur important, avec libération de bulles gazeuses dans les tissus connu par phénomène de cavitation.

III.3.3. L'image échographique [3] :

➤ **Reconstruction de l'image échographique :**

L'image ultrasonore est reconstituée à partir des informations recueillies par la sonde et transmises à l'appareil. Les informations sont traitées par un logiciel complexe qui permet de déterminer la position et l'intensité de l'écho, afin de représenter le signal sous forme d'image.

Le traitement de ce signal repose sur les hypothèses suivantes :

1. La direction du faisceau ultrasonore est unique.
2. Une seule réflexion a eu lieu.
3. La distance entre la sonde et l'endroit où s'est produit la réflexion (l'écho) est calculée par le "temps de vol", en utilisant la vitesse de propagation moyenne des ultrasons dans les tissus.

Lorsqu'une ou plusieurs de ces hypothèses sont fausses, des échos parasites ne correspondant pas à une structure réelle apparaissent sur l'image, ce sont des artefacts.

➤ **Représentation de l'image ultrasonore :**

Il existe trois modes de représentation d'image à ultrasons.

1. Mode A :

Le mode A est le mode de représentation de l'image le plus primitif. Il consiste à afficher l'amplitude du signal recueilli par la sonde en fonction de la profondeur de la zone explorée. Un seul faisceau ultrasonore de direction constante est utilisé. Ce mode était autrefois utilisé en neurologie pédiatrique et en ophtalmologie.

2. Mode B

Le mode B ou brillance est le mode de représentation le plus commun. Il s'agit de représenter l'intensité du signal non plus par une courbe mais par la brillance d'un point sur l'écran. Plus le point est brillant, plus la réflexion des ultrasons a été importante et donc, plus l'écho est intense. Lorsque plusieurs faisceaux ultrasonores parallèles les uns aux autres sont utilisés (sonde linéaire) ou lorsque le même faisceau ultrasonore est orienté dans des directions différentes (sonde sectorielle) on obtient une image en deux dimensions (Bidimensionnelle) qui représente une coupe de la structure explorée.

3. Mode M ou TM

Lorsqu'un même faisceau ultrasonore est observé en continu, les mouvements des objets traversés par le faisceau font varier la position et l'intensité des ultrasons recueillis par la sonde au cours du temps. La représentation des variations de la position et de la brillance des échos en fonction du temps, constitue le mode M (mouvement) ou TM (temps-mouvement). Ce mode permet d'obtenir une résolution temporelle supérieure au mode B et de pouvoir observer des événements très rapides

➤ Qualité de l'image : la résolution [13]

En échographie mode B, on peut définir deux types de résolution : la résolution axiale et la résolution latérale.

1. Résolution axiale

La résolution axiale de l'image bidimensionnelle dépend essentiellement de la fréquence des ultrasons. Plus la fréquence est élevée, plus la longueur d'onde est petite et plus la résolution axiale est bonne. On se rappelle que la fréquence de la sonde a une influence également sur l'atténuation des ultrasons et donc de la profondeur d'exploration. Plus la fréquence de la sonde est basse plus la profondeur d'exploration est importante, mais moins bonne est la qualité de l'image.

2. Résolution latérale:

La résolution latérale de l'image bidimensionnelle dépend de la taille (épaisseur) du faisceau ultrasonore. Les ultrasons, à la sortie de la sonde, ont tendance à converger naturellement. Le faisceau ultrasonore a ensuite tendance à se disperser lorsqu'il s'éloigne de la sonde.

Le faisceau ultrasonore n'a donc pas la même épaisseur tout le long de son trajet. La distance de focalisation est la distance entre la sonde et l'endroit le plus étroit du faisceau. De plus, certaines sondes (sondes électroniques) possèdent plusieurs cristaux arrangés en ligne ou en anneau pour lesquelles une focalisation supplémentaire du faisceau peut être réalisée.

Avec ces sondes, la profondeur de focalisation peut être modifiée par l'opérateur pour la faire coïncider avec la région observée au cours de l'examen.

III.3.4 Avantages et inconvénients de l'échographie :

Avantages :

- L'utilisation des ultrasons est quasiment sans danger sauf pour le système nerveux.
- Elle est indolore pour le patient. Elle ne nécessite, sauf exceptions, ni hospitalisation, ni anesthésie. Elle peut être répétée sans problème.
- L'échographie est une technique d'imagerie médicale relativement peu coûteuse : elle ne nécessite qu'un appareil et le prix des consommables peut être négligeable. L'examen est réalisé avec une seule personne (médecin ou manipulateur).
- L'échographe est mobile, permettant de réaliser l'examen au lit même d'un patient, dans une unité de réanimation par exemple.
- S'il est effectué par un médecin, le résultat est immédiat.

Inconvénients :

- L'image manque parfois de netteté, jusqu'à être parfois inexploitable : c'est le problème de l'échogénéité, faible en particulier en cas d'obésité.
- L'examen, et donc ses résultats, reste "examineur-dépendant". Les mesures et la qualité des images dépendent beaucoup de la position de la sonde (plan de coupe), et donc, de l'habileté et de la compétence de l'examineur. Ce positionnement manuel de la sonde varie d'un examen à l'autre et n'est pas connu a priori, ce qui rend complexe toute réinterprétation de l'examen et tout recalage avec une autre modalité d'imagerie médicale. Autrement dit, en cas de doute ou de discussion, l'examen doit être refait en totalité, idéalement par un autre examineur.
- Le principal bruit qui vient perturber les images ultrasonores est le "speckle" ou granularité (car l'image donne l'impression d'être formée de grains). Ce bruit est dû au fait que l'imagerie ultrasonore est une technique d'imagerie cohérente, ce qui autorise les interférences entre les ondes et donc cet aspect granuleux de l'image.

IV. Caractéristiques ultrasonores de la matière:

Quelques définitions :

- ✓ *Echogène* : opaque sur l'image échographique.
- ✓ *Hypoéchogène* : surface réfléchissant peu les ultrasons, peu brillant donnant peu de signal voire pas de signal.
- ✓ *Hyperéchogène* : structure en échographie qui réfléchit fortement les ultrasons, ce qui se traduit par une image claire sur l'écran.
- ✓ *Isoéchogène* : de même échogénéité.
- ✓ *Anéchogène* : vide d'écho.

IV. 1. Aspect échographique des tissus biologiques :

Tissu biologique	Aspect échographique
Derme	Echogène.
Hypoderme	Hypoéchogène
Epiderme	Hypoéchogène
Sous-cutané	Hypoéchogène (variable).
Capsule	Hypoéchogène
Ligament	Hypoéchogène, rectiligne, fibrillaire.
Synoviale	non visible.
Os	Hyperéchogène.
Périoste	ligne hyperéchogène adhérente à la corticale.
Cartilage	Anéchogène, transparent, superficie régulière.
lame osseuse	sous chondrale hyperéchogène régulière, cartilage de conjugaison.
Fibro-cartilage : labrum	ménisque, hyperéchogène.
Nerf	Fascicules hypoéchogène, hyperéchogène, entouré d'un épinevre.
Ganglion et Lymphatiques	hyperéchogène et cortex hypo,
Lymphatiques	vascularisation centrale par une artère. fin réseau anéchogène en profondeur du tissu cellulaire sous-cutané.

Tab1.4. Tableau descriptif de l'aspect échographique des tissus biologiques.

IV.2. Interactions des ultrasons sur l'os:

L'os de par sa minéralisation et sa structure hétérogène représente un obstacle à la propagation des ondes ultrasonores. Aussi, il provoque des phénomènes d'ombre acoustique et de réverbération empêchant parfois l'obtention d'une image satisfaisante des structures qui lui sont immédiatement adjacentes.

C'est pourquoi, plusieurs travaux de recherche sont en cours pour déterminer les fréquences et les techniques ultrasonores adaptées à la structure osseuse.

Rappelons que l'os est constitué d'un tissu cortical et un tissu spongieux. Jusqu'à présent, aucune technique ne permet de visualiser clairement la médullaire spécialement dans le cas de l'os long ou la corticale est plus importante. C'est pour quoi sur les images échographiques l'os est utilisé comme repère et on ne peut visualiser de façon satisfaisante que ses contours, même en utilisant les fréquences les plus basses.

Le cartilage, par contre, est bien visualisé en échographie. Il apparait sous forme d'une structure pratiquement anéchogène. Cependant, l'échographie reste l'examen de première intention en pédiatrie, en particulier dans le dépistage et la surveillance des dysplasies de la hanche du nourrisson et ce grâce à l'important aspect cartilagineux des os de l'enfant.

Fréquence	Distance explorée
0,5 MHz	1 cm
2 MHz	0,2 cm
3,5 MHz	0,06 cm

Tab1.5. Tableau des distances traversées par l'US à travers l'os[3].

Fréquence de la sonde	Taille de la tache focale	Effet sur l'image
10 mhz	1.5 mm	Présence d'artefacts
5 mhz	6mm	Homogénéité augmente Présence d'artefacts limités au bord.

Tab1.6. Tableau des caractéristiques de la focalisation de la sonde sur le fémur [14]

IV. 3. Les caractéristiques ultrasonores de la corticale:

L'os cortical se caractérise par une densité égale à 1700kg/m^3 .

Voici une des techniques échographiques utilisées dans l'exploration de l'os assurant une distance d'exploration maximum :

Fréquence=1Mhz.

Longueur d'onde= 4mm onde latérale.

Transmission axiale.

IV.4. Applications médicales des ultrasons :

L'échographie s'applique en médecine pour les procédures suivantes :

❖ Diagnostic :

Réglage:

Fréquence : 1 à 10 MHz

Intensité : quelque mW/cm²

Objectif:

- ✓ Détection de fracture superficielle ou non visible par cliché radiologique.
- ✓ Détection des fractures et des luxations chez l'enfant.
- ✓ Détection de l'ostéoporose (imagerie quantitative).



Fig1.11. Image radiologique

Fracture du trochiter.

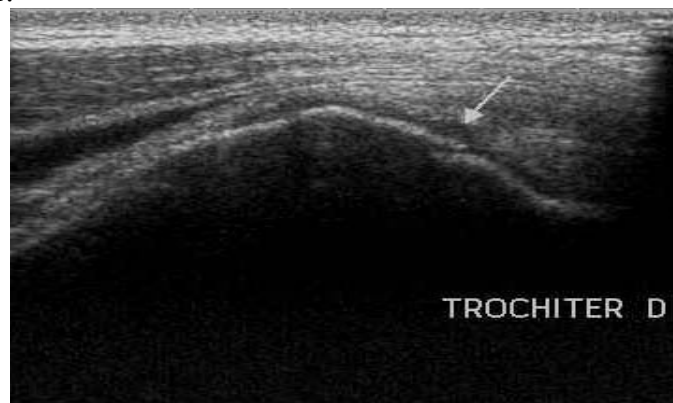


Fig1.12. Image échographique.

Exemple d'application diagnostique : l'échographie qualitative. [5]

Mesure de la densité osseuse.

L'imagerie quantitative est une autre manière d'exploiter les ultrasons. Contrairement à l'imagerie qualitative, on exploite les paramètres tels que la vitesse et l'atténuation. Une de ces applications est le diagnostic de l'ostéoporose.

La biomécanique osseuse ou la densité minérale osseuse et la microarchitecture osseuse sont les paramètres de base utilisés par les ultrasons pour le diagnostic de l'ostéoporose.

Pour mesurer les propriétés acoustiques de l'os, on utilise une onde ultrasonore de basse fréquence variant de 250kHz à 1.25mhz selon la technique et le site de mesure à travers l'os ou le long de sa surface corticale. Deux approches sont possibles: soit on évalue l'onde réfléchiée et dans ce cas une seule sonde suffit ou bien on évalue l'onde transmise et pour cela il faut disposer de deux sondes un émetteur et un récepteur le long de la surface pour une transmission axiale ou de part et d'autre pour une transmission transverse.

Deux paramètres de l'onde ultrasonore sont alors étudiés, l'atténuation et la vitesse de propagation. La vitesse d'un ultrason à travers l'os spongieux est proportionnelle à la densité de la masse osseuse et à son module d'élasticité. Aussi l'onde est moins atténuée lorsque l'os est peu dense. Cependant, son utilisation dans ce domaine en est encore au stade de développement et se limite à la mesure de structures périphériques (extrémités des membres par exemple).

Application sur l'os trabiculaire.

Deux transducteurs centrés à 1 MHz sont placés de part et d'autre du talon pour effectuer une mesure en transmission. La diffusion des ondes ultrasonores, et tout particulièrement ses variations en fonction de la fréquence, sont liées en premier lieu à la taille des diffuseurs (travées osseuses), à leur nombre et à leur distribution spatiale. Or, ces paramètres sont modifiables par l'âge ou par l'ostéoporose. L'analyse de l'onde provenant de l'architecture interne de l'os permet d'étudier les paramètres précédemment cités.

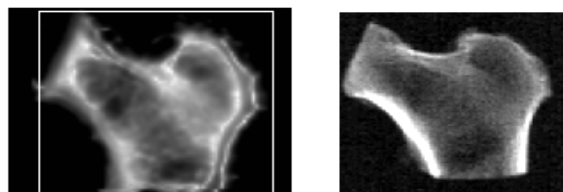


Fig1.13. Comparaison in vitro des images ultrasonore (à gauche) et absorptiométrique rayons X (à droite) de l'extrémité supérieure du fémur.

Remarque :

Les sites osseux corticaux sont difficiles à mesurer avec une méthode de mesure transverse. Notez que l'atteinte ostéoporotique de l'os cortical entraîne un accroissement de la porosité et un amincissement cortical par résorption endostéale. En particulier, la porosité augmente préférentiellement du côté endostéal. Il est par conséquent nécessaire d'évaluer la sensibilité de la technique de transmission axiale à ces différentes modifications osseuses survenant au cours de l'ostéoporose.

Les limites de l'imagerie ultrasonore osseuse sont tant sur le plan qualitatif que quantitatif lié à la complexité de la propagation dans ces milieux. Vouloir dans ces conditions caractériser in vivo les os pour diagnostiquer une pathologie ou en suivre son évolution peut se révéler délicate sur des sites squelettiques de forme complexes comme le poignet, le fémur ou les vertèbres [6].

En effet, la mesure de l'atténuation ou de la vitesse est affectée par l'ensemble des tissus qui sont interceptés par le faisceau ultrasonore. Il n'est donc pas possible de distinguer une atteinte spécifique du tissu cortical. Une solution à expérimenter serait de mettre en œuvre un procédé de mesure par réflexion (mesure de l'onde latérale). La sonde se présente sous la forme de barrettes d'éléments piézo-électriques de petite taille. Il est important que les éléments, émetteurs et récepteurs, soient de petite taille (dimension le long de l'axe de tir) afin que le diagramme angulaire englobe l'angle critique d'excitation d'une onde latérale longitudinale sur une interface tissus mous-os cortical. L'onde est décrite comme se propageant à l'interface tissus mous-os et rayonnant sous le même angle. L'onde latérale longitudinale accompagne le front d'onde réfracté dans l'os à l'angle critique longitudinal et se propage à la vitesse de l'onde longitudinale dans l'os. Seul ce premier signal est analysé et le paramètre mesuré est la vitesse de l'onde.

Une autre solution apparaît comme la reconstruction tomographique, les propriétés des ondes réfléchies et transmises dans un os cortical sur la base d'un a priori raisonnable sur les propriétés géométriques et acoustiques du milieu. La tomographie ultrasonore en réflexion (URT) reconstruira le contour intérieur et extérieur de l'os, la tomographie ultrasonore en transmission (UTT) reconstruira l'image des célérités.

❖ Thérapeutiques :

Réglage:

Fréquence : 0,75 à 3 MHz

Intensité : 0,2 à 2 W /cm²

Objectif:

- « Physiothérapie » (rhumatologie).
- Ondes de choc.

❖ Chirurgicale:

- ✓ Vérification de l'ostéotomie avec injection de produit de contraste.
- ✓ Le bistouri à ultrason.
- ✓ Détection des ostéomes ostéoïdes.

Exemple d'application chirurgicale:

➤ **Le bistouri ultrasonore** est un instrument capable de découper avec précision les tissus durs et de faciliter le clivage des interfaces solides. Pour cela, il utilise des microvibrations de moyenne fréquence générées par un transducteur piézoélectrique et appliquées à des inserts durcis au nitrure de titane et/ou diamantés. Grâce à sa vaste gamme d'inserts, il trouve de nombreuses applications en chirurgie orale et maxillofaciale, qu'il s'agisse d'avulsions dentaires non traumatiques, de surfaçages radiculaires et débridements de poches parodontales, ou encore de curetages de kystes. Il propose également un protocole simplifié pour la réalisation des sinus-lifts. Enfin, il offre une vraie révolution dans la chirurgie de greffe osseuse en permettant la découpe précise et non traumatique des greffons. [7]

➤ **Détection des ostéomes ostéoïdes** : Les ostéomes ostéoïdes sont de petites tumeurs osseuses, bénignes mais difficiles à détecter par le chirurgien et qu'il faut absolument enlever en totalité.

Ces tumeurs bénignes sont localisées le plus souvent au niveau des os longs et des vertèbres, grâce à la détection de radioactivité après injection d'un radiopharmaceutique en utilisant une sonde avec détecteurs à scintillation sans image.

V. Travaux en cours:

- Utilisation de la tomographie ultrasonore pour calculer les caractéristiques ultrasonores de l'os comme l'impédance, la célérité des ultrasons ou l'atténuation.
- Scanner ultrasonore.
- Détection des formes pour la création du modèle spécifique du patient utilisé dans la chirurgie assistée par ordinateur.
- Réalisation d'ostéotomie assistée par ultrasons.
- Utilisation de capteurs ultrasonores dans les sites squelettiques complexes tels que le poignet pour identifier leurs caractéristiques osseuses.

Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons illustré l'intérêt à utiliser l'échographie en orthopédie. Actuellement, malgré les nombreux avantages liés à son utilisation, les orthopédistes font très peu appel à l'échographie osseuse. Ceci est dû à la difficulté de son interprétation. En effet, nous avons démontré qu'à cause des caractéristiques ultrasonores du membre articulaire l'image résultante est de mauvaise qualité.

Afin d'obtenir la bonne interprétation de l'image échographique osseuse, nous faisons appel aux techniques de traitement d'image informatique. Le traitement d'image est une discipline importante de la vision par ordinateur.

Dans la suite du document, nous allons étudier les outils de traitements d'image et expliciter les solutions adoptées pour la segmentation d'image échographique de l'os.

Chapitre 2: Etat de l'art

Introduction :

Dans le contexte de la vision artificielle, le traitement d'images est la procédure qui suit les étapes d'acquisition et de numérisation de l'image. Cette technique applique des transformations et des calculs sur les images afin de les interpréter. Il repose sur un ensemble d'outils et de modèles de plus en plus performants.

Nous nous intéressons particulièrement à la segmentation d'image. Souvent, il est nécessaire de filtrer l'image avant d'en extraire les objets d'intérêts.

L'objectif de notre travail est l'extraction des points de contour de l'os à partir d'une image échographique. Ces points sont nécessaires au recalage et la création d'un modèle anatomique spécifique au patient.

Afin d'atteindre notre objectif, nous allons commencer par comprendre les notions de traitement d'images et d'étudier leurs applications en imagerie médicale.

I. Généralités sur le traitement d'image :

Une image numérique est une image sous forme binaire exploitable par ordinateur. Elle est traitée à l'aide d'outils logiciels. Il existe différents modèles pour la manipulation de l'image. Nous présentons dans ce qui suit quelques outils fondamentaux révélés incontournables dans le traitement des images numériques.

I.1. Les modèles d'outils de manipulation d'image :

I.1.1. le modèle linéaire :

Dans le modèle linéaire, chaque pixel est une combinaison linéaire de ses voisins. La convolution est l'opérateur de base dans le traitement d'image linéaire.

I.1.2. Le modèle fréquentiel :

Dans le modèle fréquentiel, l'image est décrite en termes de structures périodiques telles que les *sinusoïdes*. Une des applications de ce modèle est la transformée de Fourier.

I.1.3. Le modèle statistique :

Dans le modèle statistique, on s'intéresse aux propriétés statistiques des images telles que la distribution des valeurs des pixels, la corrélation entre des pixels spatialement proches ou encore la fréquence d'occurrence de certaines structures spatiales.

Le premier outil statistique de l'analyse d'image est *l'histogramme*. Il représente la répartition des pixels en fonction de leurs niveaux de gris. Il fournit diverses informations comme les statistiques d'ordre (le nombre de pixels correspondant à un niveau de gris donné), l'entropie et peut permettre d'isoler des objets dans l'image.

Les modèles probabilistes utilisés par les algorithmes d'analyse d'images se basent sur des mesures statistiques. Par exemple, le modèle des *champs de Markov* considère l'image comme la réalisation d'un champ aléatoire (chaque pixel correspondant à une variable aléatoire), où la valeur d'un pixel ne dépend que de celle de ses voisins.

I.1.4. Le modèle différentiel :

Dans le modèle différentiel, on considère l'image comme une fonction continue $f(x, y)$, dont on étudie le comportement local à l'aide de ses dérivées.

I.1.5. Le modèle ensembliste :

Dans ce modèle, l'image est considérée comme un *ensemble*. En *morphologie mathématique* les propriétés de l'image sont étudiées en fonction des relations locales avec un ensemble de référence en termes d'*intersection* et d'*inclusion*. Les deux opérations de bases sont l'*érosion* et la *dilatation*.

I.1.6. Le modèle discret :

Ce modèle donne un cadre formel aux pixels de l'image. Les relations topologiques dans les images discrètes sont définies à partir de la relation de connexité induite par le graphe de maillage.

Dans le but d'améliorer la qualité des images traitées, ces modèles sont exploités dans le traitement d'image par les procédures de filtrage.

I.2. Les Filtres :

Généralement, le filtrage a pour but d'améliorer la qualité visuelle de l'image en créant une nouvelle image et ce, en se servant des valeurs des pixels de l'image d'origine. Chaque filtre cherche à atténuer un type de défaut bien précis. C'est pourquoi, il faut bien choisir le filtre à appliquer en fonction du défaut à corriger.

Il existe deux modes de filtrage, le filtrage global et le filtrage local.

I.2.1. Le filtrage global :

Dans le filtrage global, chaque pixel de la nouvelle image est calculé en prenant en compte la totalité des pixels de l'image de départ. Ce mode comprend les opérations sur l'histogramme et celles qui nécessitent le passage à l'espace de Fourier.

I.2.2. Le filtrage local :

Dans le filtrage local, chaque pixel de la nouvelle image est calculé en prenant en compte seulement le voisinage du pixel correspondant dans l'image d'origine. Il est d'usage de choisir un voisinage carré et symétrique autour du pixel considéré. Ces voisinages sont donc assimilables à des matrices de taille impaire.

$$\begin{pmatrix} P_{x-1, y-1} & P_{x, y-1} & P_{x+1, y-1} \\ P_{x-1, y} & P_{x, y} & P_{x+1, y} \\ P_{x+1, y+1} & P_{x, y+1} & P_{x+1, y+1} \end{pmatrix}$$

Voisinage 3x3 du pixel x, y

Fig2.1. Voisinage 3*3.

A. Le filtrage local linéaire :

La valeur du pixel dans l'image filtrée est combinaison linéaire des pixels du voisinage de l'image origine. C'est le produit de convolution des pixels du voisinage par les coefficients du noyau.

$$\begin{pmatrix} \mathbf{A}_{-1,-1} & \mathbf{A}_{0,-1} & \mathbf{A}_{1,-1} \\ \mathbf{A}_{-1,0} & \mathbf{A}_{0,0} & \mathbf{A}_{1,0} \\ \mathbf{A}_{-1,1} & \mathbf{A}_{0,1} & \mathbf{A}_{1,1} \end{pmatrix}$$

noyau de convolution 3x3

Fig2.2. Noyau 3*3.

Nouvelle valeur $x,y = \sum_{i,j} (A_{i,j} * P[x+i, y+j])$;

➤ Filtre uniforme :

Ce filtre fait atténuer les changements brusques de l'intensité. Le principe est de calculer la moyenne arithmétique des valeurs du voisinage.

$$\begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}$$

Fig2.3. Noyau 3*3 du filtre uniforme.

➤ Filtre Gaussien :

Ce filtre fait aussi atténuer les changements brusques de l'intensité dans l'image. Il se base sur le calcul de la moyenne pondérée des valeurs du voisinage. Les pixels du voisinage qui sont proches du pixel central ont un poids plus fort (plus d'influence) que ceux qui sont plus éloignés

$$\begin{pmatrix} 1 & 4 & 7 & 4 & 1 \\ 4 & 16 & 26 & 16 & 4 \\ 7 & 26 & 41 & 26 & 7 \\ 4 & 16 & 26 & 16 & 4 \\ 1 & 4 & 7 & 4 & 1 \end{pmatrix}$$

Fig2.4. Noyau 5*5 du filtre gaussien.

➤ **Filtre de PREWITT :**

Ce filtre est un filtre détecteur de contours. Il calcule la différence d'intensité de part et d'autre de l'axe horizontal/ vertical.

$$\begin{pmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Fig2.5. Noyau de Détection verticale

$$\begin{pmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}$$

Fig2.6. Noyau de Détection horizontale

➤ **Filtre de ROBERTS :**

C'est un filtre détecteur de contours. Il calcule la différence d'intensité de part et d'autre des diagonales.

$$\begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & +1 \\ 0 & -1 & 0 \end{pmatrix}$$

Fig2.7. Noyau de Détection -45°

$$\begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & +1 \end{pmatrix}$$

Fig2.8. Noyau de Détection +45°

➤ **Filtre de SOBEL :**

C'est un filtre détecteur de contours. Il calcule la différence d'intensité de part et d'autre l'axe vertical /horizontal en pondérant l'importance des pixels suivant leur distance au pixel central.

$$\begin{pmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Fig2.9. Noyau de Détection verticale

$$\begin{pmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}$$

Fig2.10. Noyau de Détection horizontale

➤ **Filtre de KIRSCH :**

C'est un filtre détecteur de contours. Il calcule la différence d'intensité de part et d'autre de l'axe vertical/horizontal.

$$\begin{pmatrix} -3 & -3 & 5 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & -3 & 5 \end{pmatrix}$$

Fig2.11. Noyau de Détection verticale

$$\begin{pmatrix} -3 & -3 & -3 \\ -3 & 0 & -3 \\ 5 & 5 & 5 \end{pmatrix}$$

Fig2.12. Noyau de Détection horizontale

➤ **Filtre MDIF :**

C'est un filtre détecteur de contours. Il calcule la différence d'intensité de part et d'autre de l'axe vertical /horizontal en pondérant l'importance des pixels par une loi gaussienne.

$$\begin{pmatrix} 0 & -1 & 0 & +1 & 0 \\ -1 & -2 & 0 & +2 & +1 \\ -1 & -3 & 0 & +3 & +1 \\ -1 & -2 & 0 & +2 & +1 \\ 0 & -1 & 0 & +1 & 0 \end{pmatrix}$$

Fig2.13. Noyau de Détection verticale

$$\begin{pmatrix} 0 & -1 & -1 & -1 & 0 \\ -1 & -2 & -3 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ +1 & +2 & +3 & +2 & +1 \\ 0 & +1 & +1 & +1 & 0 \end{pmatrix}$$

fig2.14. Noyau de Détection horizontale

➤ **Filtre Différence of Gaussian DOG :**

C'est un filtre détecteur de contour. Un filtre gaussien peut être vu comme un filtre passe-bas (seule les basses fréquences sont conservées), d'où l'effet de flou observé dans le filtre " flou gaussien ". En effectuant une soustraction de 2 gaussiennes, on a alors l'équivalent d'un filtre passe-bande.

$$\begin{pmatrix} 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 0 \\ 1 & 1 & -1 & -4 & -1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -4 & -8 & -4 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & -4 & -1 & 1 & 1 \\ 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

Fig2.15. Noyau du filtre DOG.

➤ **Filtre Laplacian of Gaussian LOG:**

C'est un filtre détecteur de contours. Il mesure la rapidité des changements d'intensité sur le voisinage.

$$\begin{pmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{pmatrix} \quad \begin{pmatrix} 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & -2 & -1 & 0 \\ -1 & -2 & 16 & -2 & -1 \\ 0 & -1 & -2 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

Fig2.16. Noyau 3*3 du filtre LOG.

Fig2.17. Noyau 5*5 du filtre LOG.

B. Le filtrage local non linéaire :

Il n'est pas toujours possible d'exprimer un filtre par une combinaison linéaire. On parle alors de filtre non linéaire. Les filtres non linéaires bien qu'ils soient plus difficiles à mettre en place, ils offrent de meilleurs résultats.

➤ Coupe médiane :

C'est un filtre pour l'atténuation du bruit. Cela consiste à prendre dans le voisinage la valeur la moins extrême. Pour cela, on crée une liste des valeurs du voisinage, puis on trie cette liste et on prend la valeur qui se trouve au milieu de la liste. Cette valeur " médiane " est la plus éloignée des deux extrêmes.

➤ Diffusion :

C'est aussi un filtre pour l'atténuation du bruit. Cela atténue les différences d'intensité entre le pixel central et ses voisins. Pour chaque voisin, on calcule la différence d'intensité avec le pixel central. Plus la différence est faible, plus elle est propagée vers le pixel central. Cela permet d'uniformiser les zones d'intensité proche et de conserver les forts contrastes et donc les contours. En pratique, cela revient à calculer une " moyenne pondérée " des voisins du pixel central. Les poids tiennent compte de la différence d'intensité avec le pixel central.

➤ Filtre de KUWAHARA :

C'est un filtre qui atténue le bruit tout en conservant les contours. Il se base sur le calcul de la valeur moyenne des sous-voisinages et conserve celle qui a la plus petite variance. Les 4 sous-voisinages 3x2 dans un voisinage 5 x 5 sont numérotés ainsi :

$$\begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 & 2 & 2 \\ 1 & 1 & 1 & 2 & 2 \\ 4 & 4 & 0 & 2 & 2 \\ 4 & 4 & 3 & 3 & 3 \\ 4 & 4 & 3 & 3 & 3 \end{pmatrix}$$

Fig2.18. Noyau 5*5 du filtre de KUWAHARA.

➤ Filtre Symetric Nearest Neighbor SNN:

C'est un filtre qui atténue le bruit tout en conservant les contours. Il calcule la valeur moyenne des pixels voisins qui ont une valeur proche du pixel central. Les paires de voisins dans un voisinage 3 x 3 sont identifiées ainsi:

$$\begin{pmatrix} 1a & 2a & 3a \\ 4b & 0 & 4a \\ 3b & 2b & 1b \end{pmatrix}$$

Fig2.19. Noyau 3*3 du filtre SNN.

Pour chacune des 4 paires de voisins, on conserve la valeur qui est la plus proche du pixel central. On fait ensuite la moyenne des 4 valeurs.

➤ **Déparasitage :**

C'est un filtre qui atténue le bruit. Il remplace une valeur statistiquement aberrante par la moyenne des voisins. Pour cela, on calcule la moyenne et l'écart type des valeurs des voisins. On calcule ensuite l'écart entre le pixel central et cette moyenne. Si cet écart est plus grand que l'écart type (à un facteur près), alors on considère que la valeur du pixel central est aberrante et on la remplace par la moyenne des voisins.

➤ **Filtre de HARRIS :**

C'est un filtre détecteur de coins. Il recherche les virages brusques dans le contour d'une image. La première étape consiste à mesurer la courbure des bords de l'image. La seconde étape consiste à rechercher les maxima locaux de cette courbure qui seront alors considérés comme les coins.

$$A = \begin{pmatrix} \text{Moyenne } (Ix)^2 & \text{Moyenne } (Ix * Iy) \\ \text{Moyenne } (Ix * Iy) & \text{Moyenne } (Iy)^2 \end{pmatrix}$$

Fig2.20. Noyau 3*3 du filtre HARRIS.

Un autre objectif du traitement d'image est l'extraction de l'information. Cet objectif est atteint grâce à la procédure de segmentation d'image, elle est souvent appliquée après le filtrage dans le cas des images bruitées.

II. Généralités sur la segmentation d'image :

II.1. Définition :

La segmentation est un processus qui découpe une image en régions homogènes connexes suivant un critère prédéfini. L'union de ces régions reconstitue l'image initiale. La segmentation est donc une étape importante pour l'extraction de l'information de l'image. Elle fournit une description de haut niveau de l'image. La segmentation permet l'extraction en plus des régions, des points d'intérêt, des contours d'objets, des formes et des textures.

II.2. Les approches de la segmentation :

Plusieurs approches pour la segmentation d'image ont été proposées. Ce sont :

1. Approche pixel.
2. Approche région.
3. Approche contour.
4. Approche hybride.

II.2. 1. Approche pixels :

Cette méthode étudie la relation qu'entreprend chaque pixel individuellement avec les informations de l'image globale, la moyenne des niveaux de gris par exemple. Ces informations servent à construire des classes de pixels connexes formant des régions. Cette opération est réalisée à l'aide de techniques tels que le *seuillage* ou l'*histogramme*.

II.2.2. Approche région :

Dans cette approche on manipule un groupe de pixels. On part d'une sous image qu'on subdivise en régions où on regroupe des régions entre elle, on parle alors de méthodes de type *décomposition/fusion*. Les algorithmes de cette méthode se basent sur des critères tels que l'intensité ou la luminosité. Ce processus est itératif et s'arrête si le résultat de la fusion répond à une condition prédéfinie.

Dans d'autres méthodes, on part d'un ensemble de régions à qui on incorpore des pixels répondant à un critère donné jusqu'à recouvrir toute l'image, dans ce cas on parle de méthodes par *croissance de régions*. Cette approche recouvre des algorithmes tels que la morphologie mathématique.

Des méthodes fondées sur la modélisation statistique conjointe de la régularité des régions et des niveaux de gris de chaque région existent également.

II.2.3. Approche contour :

Cette approche s'intéresse aux contours, elle cherche à exploiter le fait qu'il existe une transition détectable entre deux régions connexes. Ses algorithmes utilisent des filtres tels que le filtre de *Canny*, la connaissance a priori de la forme de l'objet recherché (*les modèles déformables*).

II.2.4. Approche hybride :

Cette approche est basée sur la combinaison des trois approches précédentes.

II.3. Applications de quelques méthodes de segmentation sur les images médicales [3]:

1. Le seuillage:

Le seuillage permet de créer une partition binaire de l'intensité de l'image. Sa performance dépend du bruit, de la luminosité, de la variance des niveaux de gris et du contraste.

Il existe des seuillages

- ✓ basés sur la forme de l'histogramme.
- ✓ d'agrégation.
- ✓ Basés sur l'entropie.
- ✓ Basés sur les attributs de l'objet.
- ✓ Basés sur la dépendance spatiale des pixels.
- ✓ adaptatifs localement.

Le seuillage est largement utilisé dans les approches de segmentation d'image médicale, nous citons à titre d'exemple les travaux suivants :

- Segmenter les échographies avec des fenêtres adaptatives par *Wu* en 1998; et par *Hiransakolwong* en 2003.
- Utilisation de la matrice de co-occurrence pour caractériser le « grain » de données de type B scan par *Moysan* en 1992.

2. Par croissance de région:

Cette approche utilise un ensemble de pixels qui représente le germe initial, ensuite elle fusionne les régions adjacentes ayant les mêmes propriétés.

Cette approche a été utilisée en médecine pour :

- La délimitation d'objets simples: tumeurs et lésions par *Pohlman* en 1996.
- Autres applications médicales par *Justice* en 1997.

3. Division - fusion:

La division est le partitionnement récursif jusqu'au niveau du pixel par contre la fusion est l'union des régions vérifiant une propriété d'homogénéité.

Cette approche a été utilisée dans les travaux de *Manousakas* en 1998.

4. Les méthodes dérivatives

L'image est l'échantillonnage par une fonction bornée dérivable en tous points. Elle Localise le contour par fort gradient ou par l'annulation des dérivées secondes.

Il existe plusieurs variantes, voici quelques unes d'entre elles :

- ✓ Opérateur de premier ordre : filtres de *Prewitt* et *Sobel*.
- ✓ Opérateurs de gradients directionnels de *Kirsh*.
- ✓ Opérateur de second ordre de *Marr* et *Hildreth*.
- ✓ Filtre optimal de *Canny*.

Elle a été utilisée en médecine pour :

- Filtrage récursif basé sur les filtres de *Canny* et *Deriche* pour la détection de contour par modèle déformable.
- Déterminer automatiquement le contour initial par filtre de *Canny*.

5. Morphologie mathématique:

Un des outils de la morphologie mathématique appliqué dans le traitement d'image médicale est la ligne de partage des eaux. Cet outil ne nécessite pas de fermeture de contours, il est Appliqué à l'image du gradient morphologique ou de niveaux de gris et permet de :

- ✓ utiliser une description des images en termes géographiques.
- ✓ segmenter l'image de manière simple, rapide et intuitive.
- ✓ effectuer des traitements en parallèle.
- ✓ faire une division complète de l'image.

Ses applications dans le domaine médical sont :

- Approche semi-automatique qui utilise la morphologie mathématique pour segmenter l'endocarde dans les échocardiographies. Elle a été utilisée par *Klinger* 1988.

- Segmenter des vaisseaux dans des images échographiques intra vasculaires par *Bouma* en 1995.
- Détecter le contour de la prostate dans des images échographiques par *Awad* en 2003.

6. Le contour actif:

C'est une courbe paramétrée, fermée ou non, continue, qui peut se déformer pour minimiser un critère.

le snake évolue de manière à minimiser l'énergie.

$$E_{\text{snake}} = \int_0^1 E_{\text{interne}}(X(u))du + \int_0^1 E_{\text{externe}}(X(u))du + \int_0^1 E_{\text{image}}(X(u))du$$

Les approches basées contour intègrent uniquement l'information localisée sur le contour. Voici quelques unes de ces variantes :

- ✓ contours actifs géodésiques.
- ✓ filtrage optimal.
- ✓ Balloon snakes.
- ✓ Courbure maximale du contour.
- ✓ Ziplock Snakes.
- ✓ Snakes rubans.
- ✓ Champ de vecteurs gradients.

7. Approche basée région :

Cette approche concerne les images fortement bruitées ou floues. Elle permet de :

- ✓ Exploiter les régions internes/externes.
- ✓ Localiser une partition de l'image qui minimise un ensemble de descripteurs des régions.
- ✓ Effectuer des combinaisons de descripteurs de contour et de région.

Parmi ses variantes :

- ✓ L'énergie externe hybride.
- ✓ La fonctionnelle de Mumford et *Shah*.
- ✓ Les patrons.

Ses applications médicales sont :

- Segmentation du ventricule gauche par *Poon and Braun* en 1997.
- Segmentation par ensemble de niveaux par *Debreuve* en 2001 ou par *Paragios* en 2003.

Nous venons d'explicitier les approches de segmentation appliquées à tout type d'image et énumérer quelques applications sur les images médicales. Cependant les images échographiques ont leurs spécificités. Il est nécessaire de les prendre en compte pour obtenir un résultat de segmentation satisfaisant.

En effet, les images échographiques sont relativement peu contrastées et présentent un flou assez important et un bruit non uniforme très désordonné (speckle). Ce bruit est imputable aux systèmes échographiques et résulte des fluctuations aléatoires du signal acoustique dues aux phénomènes physiques telles que la réflexion et la rétrodiffusion ultrasonore [22].

C'est pourquoi, nous allons dans ce qui suit étudier les bases d'une bonne segmentation.

III. Les bases d'une bonne segmentation [21] :

Dans la littérature, deux approches sont définies : la première utilise les caractéristiques physiques de l'image, les caractéristiques temporelles ou fonctionnelles. La deuxième par contre, se base sur la forme anatomique de la structure observée.

Quel que soit l'approche considérée, il est impératif de prendre en compte la présence des *tavelures (artefacts)*. Les tavelures donnent à l'image échographique son aspect granuleux. Ils peuvent être interprétés de deux manières. Soit ils sont considérés comme du bruit (speckle) et donc ils sont à éliminer, soit ils sont représentatifs d'un signal portant des informations relatives à la structure observée et dans ce cas il est à exploiter.

Dans la littérature il existe plusieurs approches qui utilisent la réduction des tavelures comme phase de pré segmentation. Les méthodes les plus récentes utilisent les ondellettes ou des méthodes de diffusion anisotrope.

Malgré la réduction des tavelures, on ne peut obtenir de résultat satisfaisant sans prendre en considération les caractéristiques de l'image, la morphologie de l'objet à extraire et le mode d'acquisition des images.

III.1. Les caractéristiques de l'image échographique [21]:

Voici les caractéristiques de l'image échographique à prendre en considération :

➤ La distribution du niveau de gris :

Plusieurs approches utilisent la distribution de Rayleigh comme celle qui se base sur la détection de contour ou bien celle qui utilise des approches statistiques. Citons d'autres outils de distribution de niveau de gris utilisés : la gaussienne, la gamma ou la beta.

➤ L'intensité :

La variation d'intensité du gradient est associée au contour d'objet. En se basant sur la différence acoustique, plusieurs méthodes de segmentation ont été proposées. On dénombre celles basées sur le niveau du gradient, celles qui utilisent les régions d'information ou celles combinant les deux.

➤ La phase :

La phase a été suggérée comme la plus robuste caractéristique de détection de bandes acoustiques. Elle est utilisée pour reconnaître la forme des structures observées en utilisant la variation d'intensité de la forme par la mesure de sa phase locale. Elle est mesurée par un filtre quadrature.

➤ La mesure de texture :

La texture de l'image caractérise la microstructure du tissu de la structure observée. Ce paramètre a été utilisé dans des méthodes de segmentation pour caractériser les objets dans une image.

III.2. La morphologie :

Les caractéristiques de la forme ont été introduites pour améliorer la fiabilité des méthodes de segmentation. La façon la plus utilisée est celle de la régularisation des bordures dans les méthodes basées sur le contour actif.

C'est une manière d'imposer des contraintes de forme et d'utiliser une forme paramétrique. Une autre manière serait d'utiliser un modèle de distribution de points connu par « *modèle de forme active* ».

III.3. Le temps :

Le temps est un paramètre important car l'examen échographique se pratique en temps réel, l'objectif est de segmenter des séquences d'images. C'est pourquoi il est quelque fois utile de considérer la segmentation comme une procédure spatio-temporelle. Quelques méthodes suggèrent d'ajouter le temps comme une extra dimension à un problème de N-dimensions.

Rappelons que notre objectif est d'extraire les informations à partir d'une image échographique osseuse et qu'il est important de connaître le comportement de l'os vis-à-vis de l'onde à ultrasons. Dans ce qui suit nous allons étudier les caractéristiques ultrasonores de l'os.

IV. Les caractéristiques ultrasonores de l'os :[15]

Voici ce qui caractérise l'os :

➤ **L'os est hyperéchogène :**

L'amplitude de l'écho ultrasonore est proportionnelle à la différence d'impédance acoustique entre les tissus successifs. Sachant que la différence d'impédance entre l'os ($Z_{os} \approx [3.65 - 7.09] \times 10^6 \text{ kg/m}^2/\text{s}$) et les tissus mous voisins ($Z_{\text{tissus mous}} \approx 1.63 \times 10^6 \text{ kg/m}^2/\text{s}$) est très importante, l'amplitude de l'onde réfléchiée à la surface de l'os est aussi importante.

➤ **L'os ne diffuse pas les ultrasons :**

L'onde ultrasonore est stoppée à la surface corticale de l'os à cause de son grand degré d'absorption qui égale 10 dB/cm/MHz ; Contrairement au tissu mou dont le degré d'absorption des ultrasons est inférieur à 2 dB/cm/MHz .

➤ **Seules les interfaces perpendiculaires** au faisceau reflètent d'intéressantes caractéristiques des parties horizontales.

➤ **La surface de l'os ne présente pas de discontinuités majeures**, c'est pourquoi le contour de l'os dans l'image échographique doit être aussi lisse que possible.

➤ **Le contraste est homogène** le long de l'interface de l'os.

A cause de ces caractéristiques, l'image produite est de mauvaise qualité, ce qui rend la détection du contour de l'os à partir de l'image échographique difficile.

Notons qu'il est possible de segmenter l'image d'une des trois façons suivantes :

✓ **Segmentation manuelle :**

Elle dépend complètement d'un opérateur humain. Elle est difficile, subjective et non fiable.

✓ **Segmentation semi automatique :**

Elle est basée sur l'une des approches précédentes combinée à l'intervention d'un opérateur pour le lancement de l'opération ou bien pour décider de la terminaison du processus. La plupart d'entre elles ont échouées à cause de la mauvaise qualité de l'image.

✓ **Segmentation automatique :**

Elle utilise l'une des approches précédentes et ne nécessite aucune intervention humaine. Cette catégorie semble être la plus adaptée à la chirurgie assistée par ordinateur car elle est rapide et fiable grâce à l'absence de l'incertitude humaine.

Conclusion :

Dans cette partie nous nous sommes intéressés à la segmentation d'image de façon générale puis à la segmentation d'image échographique de l'os de façon spécifique.

A partir des informations collectées, il est clair que l'utilisation d'une méthode de détection de contour automatique est recommandée. L'introduction de l'opérateur humain ralentit de manière considérable le processus de segmentation (temps de réaction minimale est égal à 1s). Aussi, la fiabilité de la segmentation dépend de la compétence de l'opérateur.

Dans le chapitre suivant, nous allons étudier les méthodes de segmentation des échographies osseuses.

Chapitre 3: Evaluation de l'existant

Introduction :

Le problème de la segmentation d'images échographiques osseuses est relativement récent, c'est pour quoi très peu de travaux de recherche existent dans la littérature. Dans ce chapitre nous allons présenter quelques tentatives et évaluer leurs résultats.

V. Présentation de quelques méthodes de segmentation d'image échographique de l'os :

I.1. Méthode de segmentation automatique par fusion d'informations [16]:

❖ Matériel utilisé :

Sonde à ultrason linéaire.

Fréquence=7.5 mhz.

Calibrage de la sonde = 0.1mm/Pixel.

Marge d'erreur =1mm.

❖ Méthode appliquée :

Cette méthode est inspirée du raisonnement des experts et des connaissances physiques sur les ultrasons ainsi que la morphologie et l'anatomie des tissus biologiques.

Voici le schéma général de la méthode :

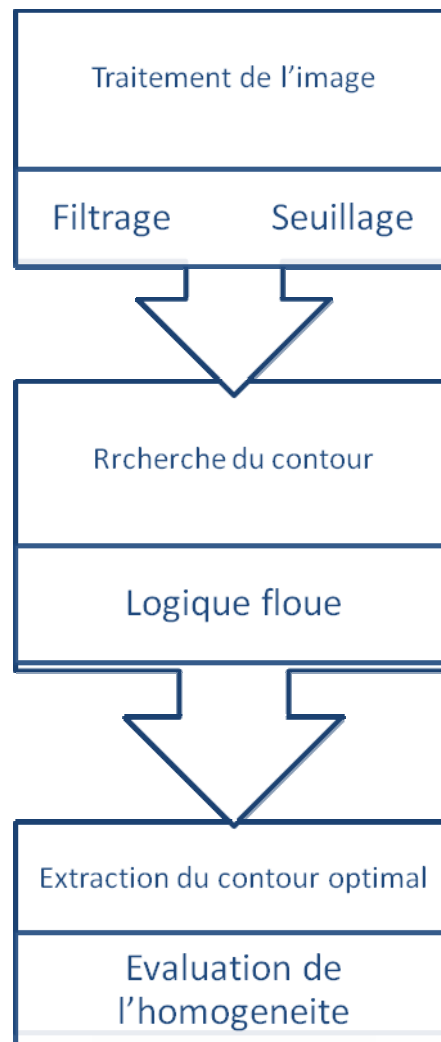


Fig3.1. Schéma général de la méthode 1.

Comme illustré par le schéma ci-dessus, cette méthode s'effectue en trois étapes. Dans ce qui suit nous détaillons chacune d'elles :

A. Traitement d'image :

Dans cette première étape, on commence par extraire les informations pertinentes. Ensuite, on fusionne les données dans une seule image où la valeur d'un pixel représente son appartenance à la zone d'intérêt.

Calcul de l'intensité floue de l'image :

L'os est hyperéchogène, son apparence dans l'image échographique se traduit par un ensemble de pixels très lumineux indicateur de la localisation de sa surface. Ce critère étant non absolu, la logique floue est utilisée et une fonction de pondération est appliquée.

On attribue une valeur (poids) importante aux pixels appartenant à une zone lumineuse et une valeur moindre aux zones d'ombre.

Dans une étude ultérieure, il a été prouvé qu'un seuillage par histogramme T_{Otsu} donne une bonne approximation de la zone échogène ce qui localise l'interface osseuse. Ces informations sont utilisées pour construire une fonction floue d'appartenance à la zone hyper échogène notée u .

La valeur de la fonction floue d'appartenance $\mu_{In}(T_{Otsu})$ est fixée à 0.5, cette valeur est déterminée empiriquement.

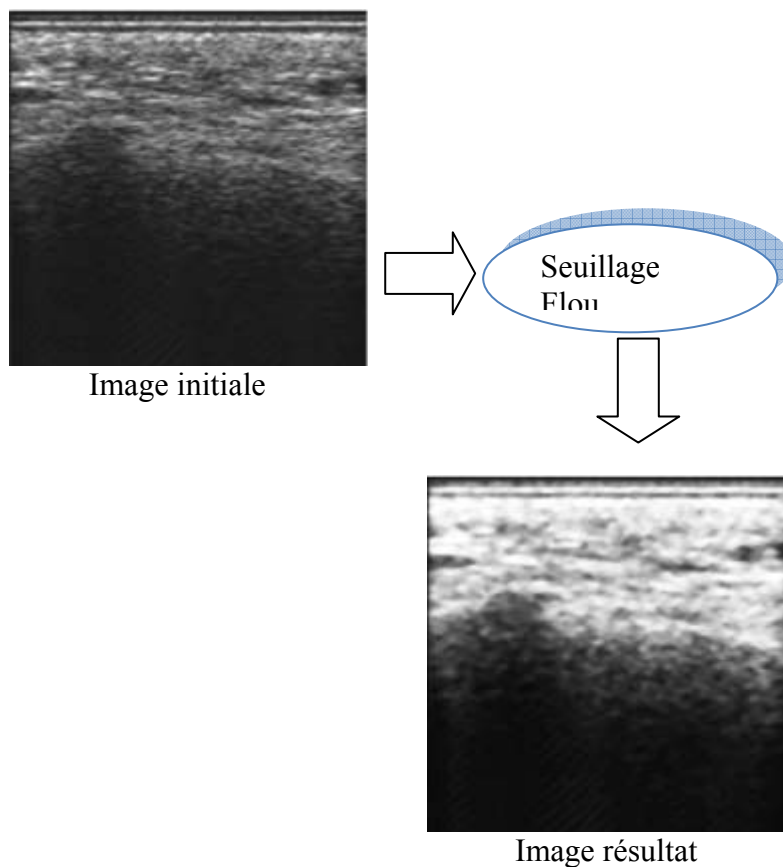


Fig3.2. Description du Traitement de l'image.

La fonction obtenue est appliquée au seuillage précédent pour obtenir l'intensité floue de l'image. Ce qui détermine pour chaque pixel P son degré d'appartenance à la zone échogène.

Calcul du gradient flou de l'image :

L'interface tissu mou-os génère une zone de grand contraste. Afin de situer l'interface osseux, on cherche à localiser la zone de fort contraste en calculant le gradient flou de l'image.

Aussi, les échos régénérés à partir d'un même segment osseux ont une même direction. On cherche à détecter les nuages qui ont une direction particulière à l'aide d'un détecteur de contour directionnel.

Pour ce faire, on utilise un détecteur de contour MDIF 5*5 horizontal. Ceci permet de sélectionner la zone qui présente un contraste horizontal.

Finalement, à l'aide de la fonction floue du gradient de l'image on obtient le gradient flou de l'image FGI(p).

La fusion des données :

La fusion des données a pour but de concentrer toutes les informations pour déterminer une seule valeur d'appartenance pour chaque pixel à l'interface de l'os dans l'image analysée. Dans le cas de cette étude, un pixel peut appartenir à l'interface de l'os si son niveau de gris et de gradient sont élevés. L'appartenance d'un pixel à l'interface de l'os est décrite par la fonction FI(p).

$$FI(p) = \min (FII(p), FGI(p))$$

Tel que :

FI(p) : le degré global d'appartenance d'un pixel à la zone de fort contraste.

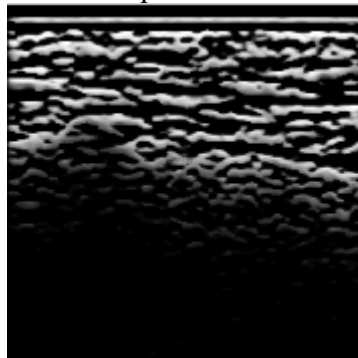


Fig3.3. Résultat de la fusion

B. Détermination de l'interface de l'os :

Un seuillage optimal décrit un profil continu où le contraste local est maximal et homogène. Pour chaque degré d'appartenance $0 < u < 1$, u : espace discrétisé avec un pas $u_{\text{del}} = 0.005$, on applique la defuzzification de $FI(p)$ et on évalue la continuité du profil.

Processus de defuzzification :

Le processus de defuzzification a pour objectif l'extraction à partir de l'image floue $FI(p)$ l'interface de l'os relatif à un degré u_{ref} .

Les pixels représentant l'interface de l'os sont reliés par une valeur d'adhésion u_{ref} , ce sont des pixels dont la valeur d'adhésion est supérieure ou égale à une valeur de référence u_{ref} . Dans chaque colonne, le pixel le plus lumineux est sélectionné, puis en reliant ces pixels entre eux on obtient une courbe appelée profil.

C. Evaluation de la continuité du profil :

Dans le cas de cette étude, l'interface osseuse ne présente pas de discontinuité c'est pourquoi l'interface détectée doit être lisse et continue. Cette propriété est utilisée pour déterminer un seuillage optimal en calculant la fonction qui reflète la continuité de l'interface.

La mesure de la continuité du profil est réalisée par l'application d'une ondelette de transformation qui décompose le profil avec un facteur d'échelle multi-résolution. Ce qui produit une résolution d'approximation basse fréquences $A1$ et une ondelette détail $D1$. Ensuite, on réapplique l'ondelette de transformation à $A1$ et on obtient une résolution basse fréquences $A2$ et une ondelette détail $D2$. Le signal détail est en suite utilisé pour quantifier la discontinuité du profil original.

Pour les pixels dont la valeur d'appartenance utilisée dans la defuzzification est trop grande, est ajouté un terme relatif à la longueur du profil « pen ». Le degré de discontinuité du profil est calculé par $e(u)$.

$$e(u) = E(D1) + E(D2) + pen.$$

Telle que

$$E(s(t)) = 1 \div n \left(\sum_{i=0}^n s(t)^2 \right)$$

A partir de $\varepsilon(\mu)$ ($e(u)$ normalisé), la continuité du profil est ainsi calculée :

$$C(\mu) = 1 - \varepsilon(\mu)$$

La fonction de continuité a plusieurs maxima locaux, chacun d'eux localise le degré d'appartenance des pixels au contour de l'os. Le profil associé à chaque u est plus continue que le profil de ses voisins et donc chacun d'eux peut être le seuil flou optimal. Les maxima locaux sont détectés par application de l'algorithme de la ligne de partage des eaux.

Pour chaque maximum local, l'image est defuzzifiée ; le contraste local $LC(p)$ est calculé sur une zone de longueur de 10 pixels.

$$LC(p) = (Up - Down) \div (Up + Down)$$

Up : l'intensité au-dessus de la zone.

$Down$: l'intensité au dessous de la zone.

$$Contrast(\mu) = \sum_p LC(p)$$

$Contrast(\mu)$: le contraste global le long du profil.

Nous avons vu dans les chapitres précédants que le contour osseux apparait comme une ligne homogène. Afin de vérifier que le contraste est homogène le long du profil, on calcule la fonction $cost(u)$ basée sur le calcul de l'écart type $StdDev$ du profil.

$$Cost(u) = contrast(u) + I \div StdDev$$

Il suffit alors de retenir $u_{optimal}$ qui maximise $cost(u)$.

Evaluation de la méthode :

Cette méthode est une automatisation directe du raisonnement du médecin radiologue. Elle est applicable à toutes les parties osseuses. Cependant, elle n'est applicable que sur les images contenant un seul segment d'os.

Suite à l'étude approfondie de la méthode, nous concluons que même si elle exploite presque toutes les caractéristiques ultrasonores de l'os, elle ne convient pas à une utilisation en temps réel car son temps de traitement est estimé à 4s par image.

Nous estimons que les approches utilisés pour vérifier les caractéristiques physiques de l'os sont couteuses en temps de calcul.

Notons que la méthode néglige le fait que écho généré par l'os est atténué par la distance. Aussi, l'utilisation d'un filtre directionnel n'est pas indispensable. Nous savons que l'examen échographique détermine la qualité visuelle des objets cibles.

Nous avons remarqué que la méthode est sensible au bruit alors que nous avons vu dans le premier chapitre que l'image échographique de l'os est speckulaire.

Cependant, cette méthode paraît assez robuste. Elle promet une marge d'erreur égale à 0.88 mm.

I. 2. Méthode automatique et rapide d'extraction de contour osseux [18]:

Le processus de segmentation utilisé dans la présente méthode se divise en deux parties successives. Le schéma ci-après décrit le principe général de la méthode.

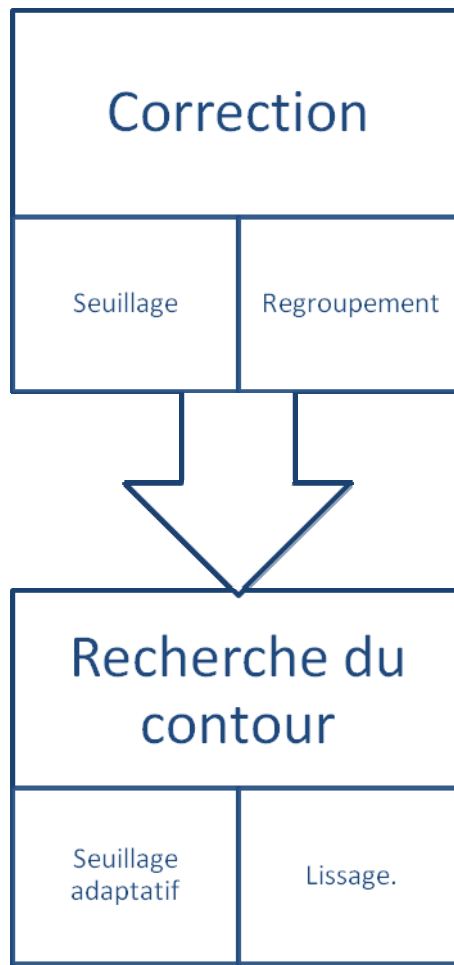


Fig3. 4. Schéma général de la méthode2.

A. Sélection d'une région de l'image :

La première étape de la présente méthode a pour objectif la détection a priori des zones de contraste susceptible de contenir l'os. Et pour ce faire, on applique un seuillage. Les valeurs des pixels de l'image sont d'abord ajustées selon leurs positions dans l'image. Ceci compense le degré d'atténuation élevé des échos générés par les structures profondes.

$$\hat{P}[X,Y] = P[x][y]^{\wedge wTBright * y^{\wedge wTRow}}$$

Tel que :

$wTBright$: facteur d'intensité d'un pixel.

$wTRow$: facteur d'indice ligne.

$p[x][y]$: pixel x, y original.

$\hat{P}[X,Y]$: pixel x, y corrigé.

On sélectionne les $nTPix$ (nombre fixé empiriquement) pixels les plus lumineux de chaque colonne suivant les formules suivantes :

$$\begin{aligned} \hat{P}_x & : \{\hat{p}_{[i,j]} | i = x, 0 \leq j \leq y_{max}\} \\ \tilde{P}_x & : \{\tilde{p}_0 \dots \tilde{p}_{n_{TPix}} \in \hat{P}_x | \bigvee_{\tilde{p}_i} \bigvee_{\tilde{p}_j \in \hat{P}_x \setminus \{\tilde{p}_0 \dots \tilde{p}_{n_{TPix}}\}} \tilde{p}_i \geq \tilde{p}_j\} \\ I_{Tresh} & : \{\tilde{P}_i | 0 \leq i \leq x_{max}\} \end{aligned}$$

Ou:

\hat{P}_x : Les pixels de la colonne x.

\tilde{P}_x : La colonne x après seuillage.

I_{Tresh} : L'image résultante du seuillage.

En suite, deux filtres morphologiques sont appliqués pour éliminer les petits groupes de pixels et fusionner les groupes les plus grands. Le premier filtre morphologique est une opération de fermeture, cette opération élimine les espaces et connecte les objets voisins de proche en proche. Le second est une opération d'ouverture. L'ouverture morphologique élimine les petits objets restants. Chaque étape du filtre morphologique utilise un élément structurant de taille 3×3 .

A ce stade, l'image numérique est constituée d'un ensemble réduit de groupes de pixels partiellement connectés. On désigne par nuage un groupe de pixels 8-connexion.

Les nuages restants représentent un seul écho originaire d'une même structure, seulement la connectivité inhérente a été perdue soit à cause du bruit dans l'image originale soit par application des traitements précédents.

Dans la dernière étape, les nuages de pixels adjacents sont connectés par extension itérative de l'approche nommée *Pixel clouds Stock Exchange*.

$$\begin{aligned}
 V_A &= w_{Pix} \cdot V_{A, Pix} + w_{Col} \cdot |X_A| + w_{Row} \cdot |Y_A| + w_{Pos} \cdot V_{A, Pos} \\
 V_{A, Pix} &= \sum_{[x,y] \in A} P[x,y] \\
 X_A &: \{x | \exists y : [x, y] \in A\} \\
 Y_A &: \{y | \exists x : [x, y] \in A\} \\
 V_{A, Pos} &= \frac{\sum_{Y_A} y_i}{|Y_A|}
 \end{aligned}$$

X_A : l'étendue du nuage A en largeur.

Y_A : l'étendue du nuage A en longueur.

w_{col} , w_{row} , w_{pix} : sont des facteurs fixés empiriquement.

Cette procédure nécessite une phase d'initialisation durant laquelle tous les pixels sont pondérés. Le procédé de pondération tente d'attribuer une valeur importante aux pixels constituant l'os, en tenant compte de ses caractéristiques morphologiques, des propriétés des pixels et de la topologie du nuage.

Le poids d'un nuage A, V_A est défini par la somme des valeurs des pixels le composant.

Après cette initialisation, la procédure itérative et cumulative est lancée durant laquelle les nuages sont fusionnés de sorte que : si un nuage A tend à se fusionner avec un nuage B, sa valeur doit être supérieure à celle de B. Le nuage A augmente sa valeur avec celle de B et la distance séparant les centres des nuages A et B. le processus s'arrête si un nuage donné accumule une valeur dépassant celle des autres nuages.

$$\begin{aligned}
 \Delta V_A &= V_B - \sqrt{(A_{centre} B_{centre})} \\
 V_A &= V_B + \Delta V_A
 \end{aligned}$$

A_{centre} : le centre du nuage A.

B_{centre} : le centre du nuage B.

ΔV_A : la différence entre le poids de deux nuages.

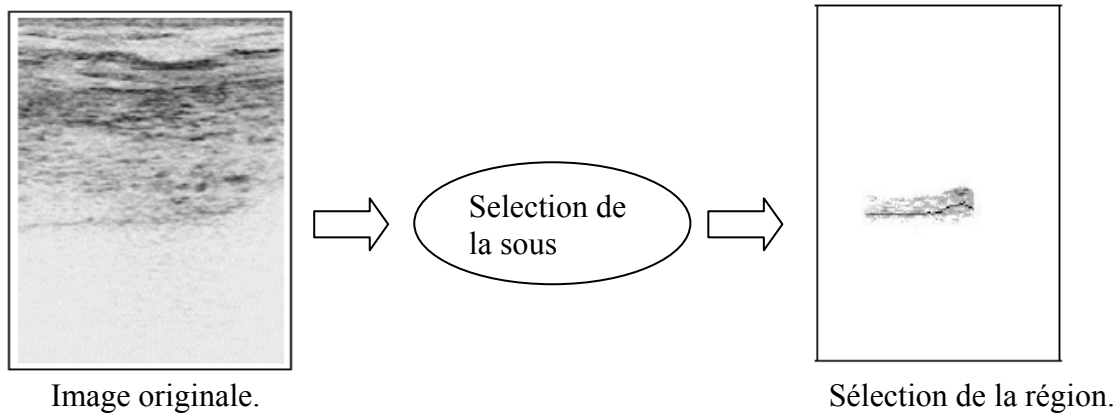


Fig3.5. Resultats de la premiere étape.

B. Recherche du contour de l'os :

Afin d'extraire le contour de l'os un seuillage adaptatif est appliqué à la sous image qui résulte de l'étape précédente. Le seuillage utilise un histogramme par niveau de gris cumulé. Les centres de chaque colonne sont alors connectés et un filtre gaussien est appliqué pour affiner le contour obtenu.

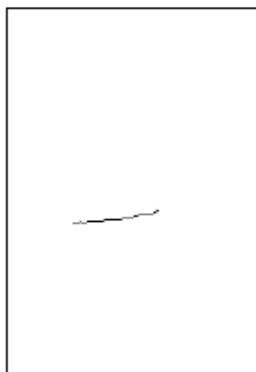


Fig3.6. Résultat final de la segmentation.

Evaluation de la méthode :

Nous venons d'étudier une méthode de segmentation d'écho osseuse qui semble être très intéressante. Elle promet d'extraire le contour de l'os dans un temps égal à 0.8 s avec une marge d'erreur estimée à 0,42mm. Ces résultats sont adaptés au contexte de la chirurgie orthopédique.

Cependant, en étudiant de plus près la méthode nous constatons qu'elle n'exploite que le fait que l'os soit hyperécogène et ignore le reste des spécificités physiques de l'os. Aussi, la formule de correction des intensités atténuées est sans fondement mathématique. Tous les paramètres sont ajustés empiriquement. C'est pour quoi la méthode est jugée non utilisable dans notre contexte.

I. 3. Méthode automatique de segmentation basée sur le modèle du contour actif [17] :

Le schéma ci-après, illustre le principe général de la présente méthode.

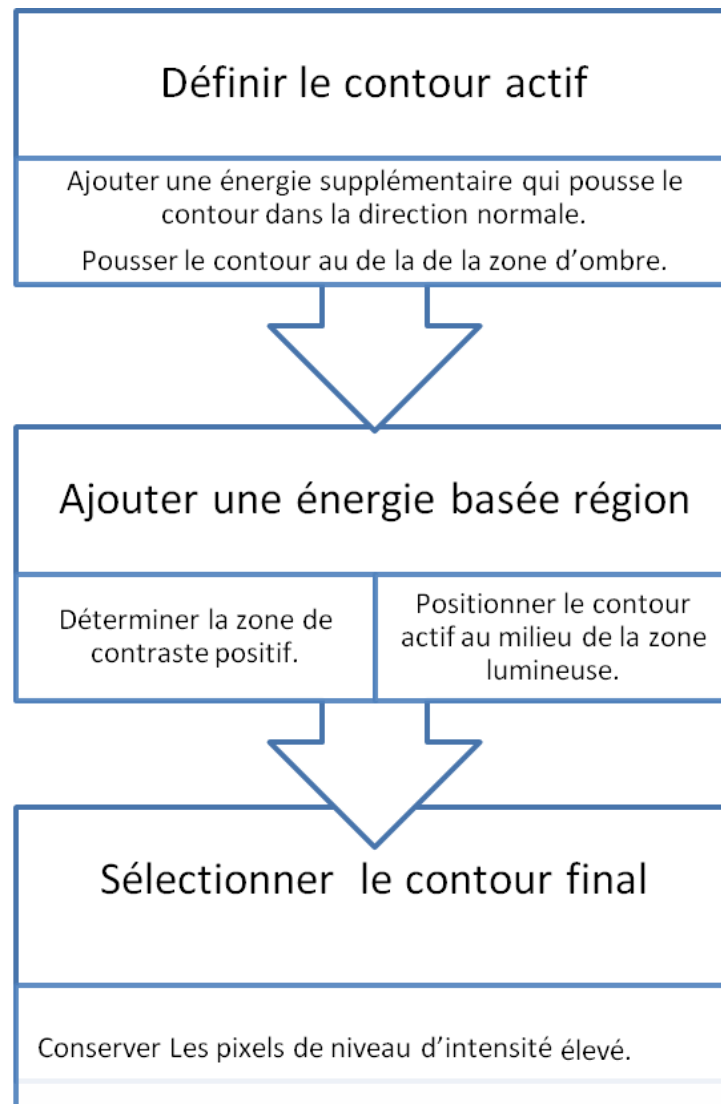


Fig3.7. Schéma général de la methode3.

Le modèle de détection par contour actif est basé sur la notion d'énergie. L'énergie interne assure la régularité de la courbe et l'énergie externe provient de l'image.

Le processus de segmentation est réalisé en minimisant la somme de ces deux énergies. On choisit d'introduire l'optimisation de *Cohen*. Cette énergie supplémentaire est spécifique au cas traité.

$$E_{totale} = E_{interne} + E_{externe} + E_{cohen}$$

Sous ces trois énergies le contour évolue pour épouser la forme de l'objet.

Sachant que dans une image échographique osseuse, l'os se trouve au dessus de l'ombre acoustique générée par l'onde incidente à sa surface, l'énergie supplémentaire est introduite dans la direction verticale de sorte à pousser le contour au dessus de l'ombre acoustique jusqu'à la surface de l'os.

La condition d'arrêt de l'évolution de la ligne de contour est imposée par la définition de la région de contraste positif qui caractérise la surface de l'os. La ligne de contour est alors positionnée au milieu de la zone de contraste.

Cette région est définie par le calcul de la différence entre la moyenne de l'intensité autour du contour et de la somme des moyennes des intensités avant et après le contour. Quand la mesure est négative, une méthode de pénalisation est appliquée : l'énergie externe est alors définie par le produit de la mesure obtenue et le gradient local.

Parmi les pixels constituant le contour, seuls ceux qui ont une assez grande intensité sont conservés les autres sont alors supprimés.

Evaluation de la méthode :

Cette méthode promet d'être assez précise est rapide pour être utilisée dans la Chirurgie Orthopédique Assistée par Ordinateur. La marge d'erreur calculée par rapport à la segmentation manuelle est de 0.4301mm.

La méthode se base sur le fait que le contour de l'os soit hyperéchogène et qu'il soit suivi d'une zone d'ombre acoustique. Cependant, elle néglige la présence de spéckle qui rend l'utilisation des contours actifs non appropriée.

II. Synthèse et conclusion :

Le tableau récapitulatif des approches précédentes est donné ci-après :

Méthodes	Temps de calcul	Erreur de Segmentation
Méthode1	4s	0.88 mm
Méthode2	0.8s	0.42 mm
Méthode3	1s	0.6501 mm

Tab3.1. Récapitulatif des résultats promis.

Les résultats obtenus jusqu'à présent ne sont pas satisfaisants. Ils n'ont pas donné les résultats promis. En effet, les résultats sont dépendants du site squelettique et des modalités d'acquisition de l'image. De plus, les méthodes citées ne s'appuient pas sur des bases mathématiques et ignorent certaines caractéristiques physiques du membre articulaire.

Les trois méthodes sont sensibles au bruit et aucune d'entre elles n'exploite pleinement les caractéristiques des ultrasons et l'anatomie de l'os.

La première approche citée est la plus lente (temps de calcul de 4s). Elle est non exploitable en per opératoire. Elle utilise des approches d'évaluation des caractéristiques physiques de l'image échographique de l'os coûteuses en temps de calcul.

La seconde approche par contre est rapide mais moins fiable. Elle se base sur une seule caractéristique échographique de l'os : l'intensité maximale des pixels appartenant au contour de l'os. Alors que ce n'est pas un critère absolu. Elle est constituée d'un ensemble de filtres et s'appuie sur des notions empiriques sans base mathématique.

Cette méthode n'est pas sûre et donc non applicable dans notre contexte.

La dernière approche par contre promet des résultats attractifs. Ses résultats ne sont obtenus que dans le cas d'images parfaites, non bruitées. Alors que nous avons vu que les images échographiques de l'os se caractérisent par la présence de bruit.

En effet l'utilisation des contours actifs n'est pas recommandée dans le cas des images bruitées.

Suite à l'évaluation de l'état de l'art concernant la segmentation d'image échographique osseuse, nous avons conclu qu'aucune des méthodes étudiées n'est applicable dans notre contexte.

Partant de cette conclusion, nous proposons une méthode de segmentation d'image échographique osseuse personnalisée dans le chapitre suivant.

Chapitre 4: Analyse et conception

Introduction :

Nous avons vu dans la partie précédente qu'aucune des méthodes de segmentation d'image échographique osseuse existantes n'est applicable dans notre contexte. C'est pourquoi, dans ce chapitre nous avons proposé une méthode personnalisée.

Rappelons que notre objectif est d'extraire des points du contour de l'os à partir de son image échographique. Ces points sont nécessaires au recalage et la création d'un modèle anatomique spécifique au patient. Rappelons que les images sont acquises en per opératoire et cette opération doit se faire en temps réel c'est pour quoi la marge d'erreur doit être minimale afin d'assurer un maximum de fiabilité.

III Démarche d'analyse et de conception :

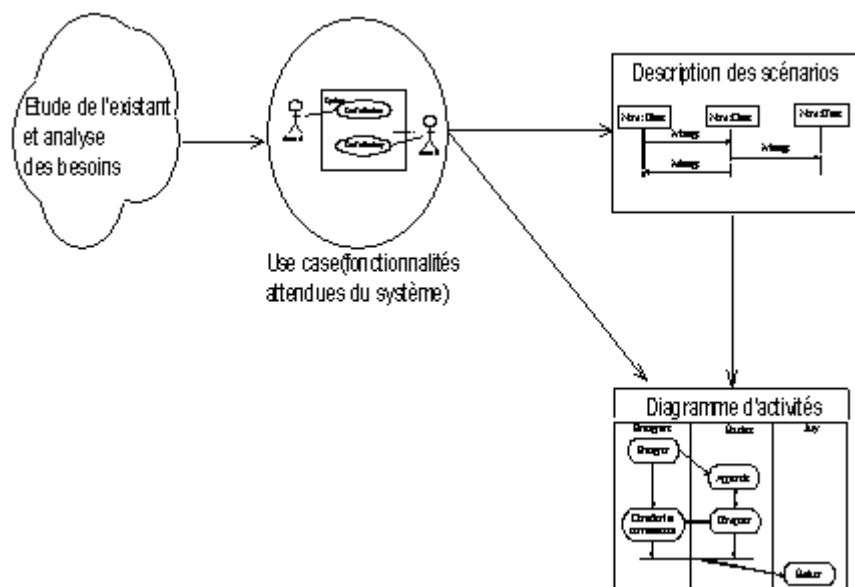


Fig4.1. Diagramme de démarche conceptuelle.

Comme décrit sur la figure, nous explicitons notre démarche :

- Etudier les caractéristiques du membre articulaire.
- Etudier les spécificités des ultrasons et leurs impacts sur l'os.
- Définir les acteurs et leurs attentes.

L'expérience montre que la technique des cas d'utilisation se prête bien à la détermination des besoins de l'utilisateur. C'est pour quoi, nous avons utilisé les cas d'utilisation pour décrire les fonctionnalités attendues de notre approche de segmentation.

Description des acteurs :

Acteur	Rôles
Informaticien	-Lancer le processus de segmentation. -Lancer la procédure d'évaluation.
Radiologue	-Effectuer la segmentation manuelle. -Interpréter les résultats.

Tab.4.1. Association des rôles aux acteurs.

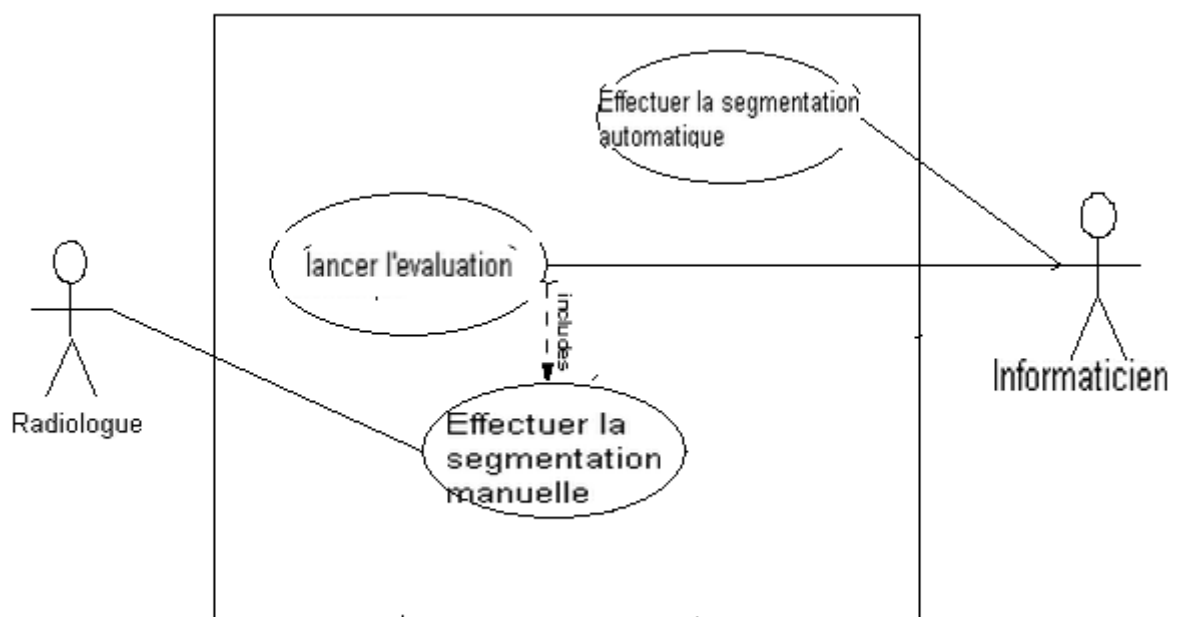


Fig4.2. cas d'utilisation « effectuer segmentation ».

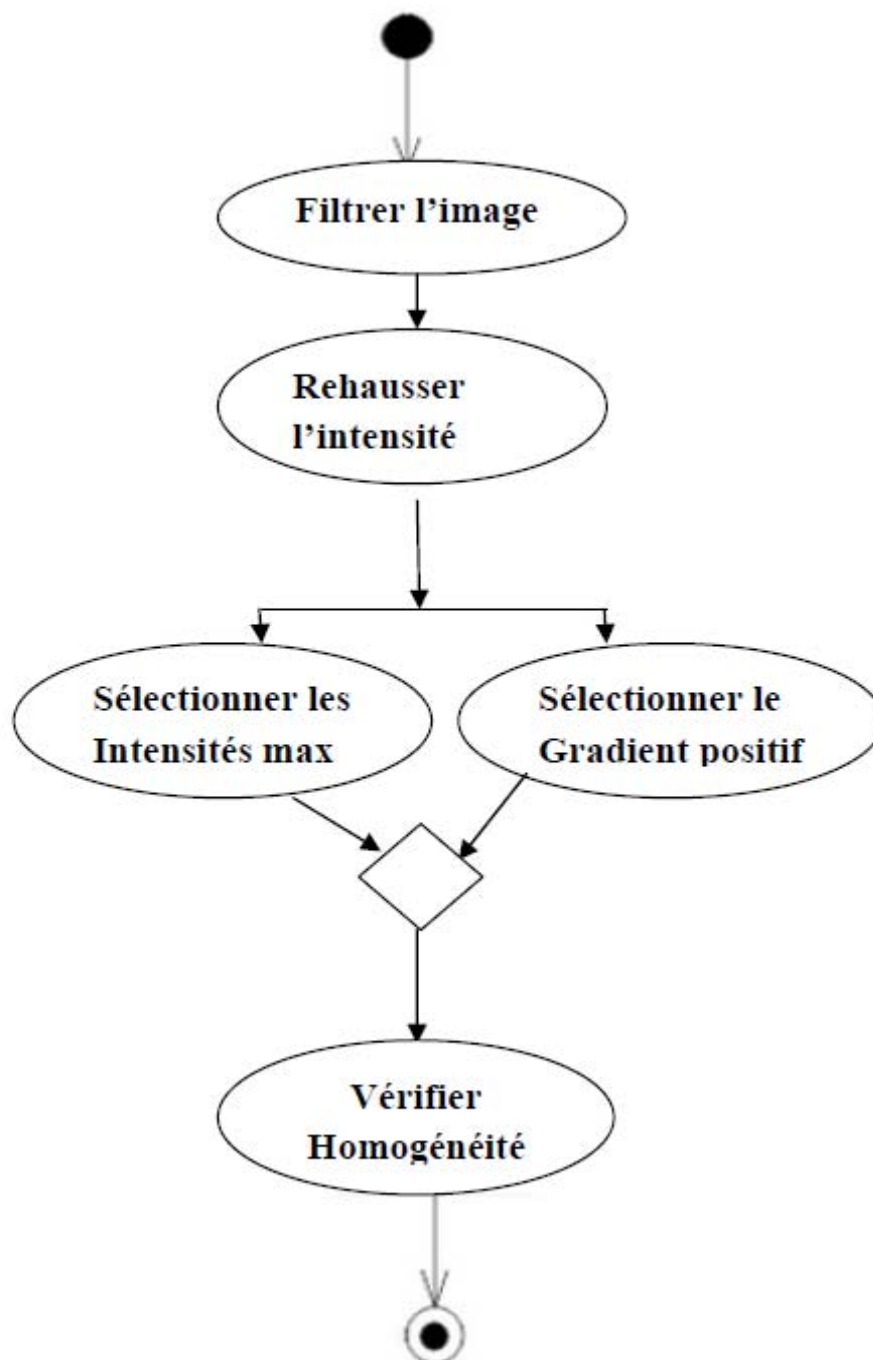


Fig4.3. Diagramme d'activités de la procédure de segmentation.

Conformément à la démarche décrite au début de ce chapitre, nous avons présenté notre modèle d'analyse et de conception à l'aide de diagrammes d'UML appropriés.

Environnement de développement :

- Nous avons utilisé un échographe B scan avec une sonde échographique plane de résolution 7.5 MHZ pour l'acquisition d'image échographique du membre articulaire en niveaux de gris sur des patients humains vivants.
- Nous avons utilisé une plateforme Windows XP pour la réalisation des tests.
- La méthode a été implémentée avec le Visual C++. Nous avons utilisé la bibliothèque précompilée VTK. Ce qui nous a permis de gagner en temps de calcul.

IVPrésentation générale de la méthode :

Nous proposons une méthode de détection du contour osseux à partir de son image échographique. La méthode proposée se base sur les caractéristiques ultrasonores du membre articulaire. Pour rappel, ses caractéristiques sont les suivants :

- ✓ Le contour osseux se traduit par une ligne hyperéchogène.
- ✓ Le contour de l'os dans le cas normal est uniforme et continu.
- ✓ Il existe une zone d'ombre acoustique adjacente à la ligne hyperéchogène.
- ✓ L'image échographique du membre articulaire est bruitée.

La méthode proposée tient compte également de l'anatomie du membre articulaire. Elle exploite le fait que l'os soit l'objet le plus profond du membre articulaire. Il doit être localisé en bas de l'image, c'est le dernier objet identifié à l'image.

Notre méthode est représentée par le schéma suivant :

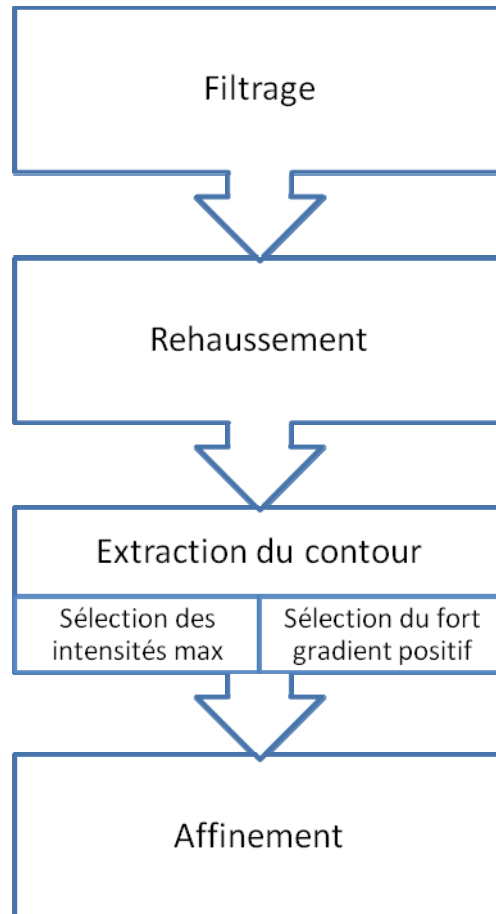


Fig4.4. Schéma récapitulatif de la solution proposée.

II.1. Filtrage :

Avant de pouvoir détecter le contour osseux correctement, il est impératif de filtrer son image échographique.

En effet, nous savons que l'image échographique de l'os est bruitée. Ce bruit est imputable à l'image échographique. Il est dû aux spécificités du membre articulaire.

Afin d'éliminer ces parasites et pour ne pas sélectionner de points qui n'appartiennent pas au contour de l'os, nous nous sommes trouvés dans l'obligation de filtrer l'image avant toute segmentation.

Nous avons choisi d'appliquer un filtre de diffusion anisotropique. Ce filtre local non linéaire atténue le bruit et uniformise les zones d'intensité proche mais conserve au même temps les zones de fort contraste, ceci permet de conserver les contours.

Le filtre calcule la différence d'intensité des pixels dans un voisinage 3*3 avec le pixel central et propage les faibles intensités vers le pixel central. Nous appliquons ce filtre avec 10 (dix) itérations afin d'aboutir au résultat souhaité.

En plus d'éliminer le bruit et de conserver les contours, son temps de traitement est raisonnable parce qu'il se base sur des opérations mathématiques simples. Ce temps de traitement est optimisé par l'utilisation de la bibliothèque *vtkImageAnisotropicDiffusion2D* de VTK.

Nous présentons le déroulement de notre méthode sur l'échographie de l'épine tibiale à titre d'exemple.

Voici le résultat en image du filtrage :

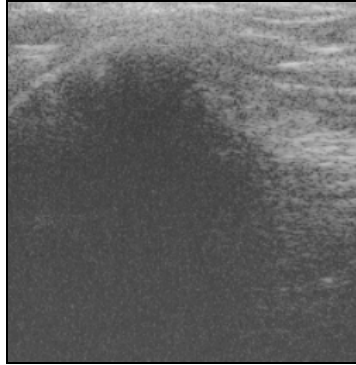


Fig4.5. Echographie de l'épine tibiale.

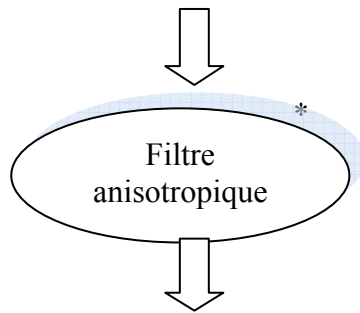


Fig4.6. Image filtrée.

II.2. Rehaussement des intensités :

Dans le premier chapitre, nous avons étudié l'anatomie du système ostéo-articulaire. Nous avons noté, suite à cette étude, que l'os est l'objet le plus profond du membre articulaire. En effet, le membre articulaire se compose de l'extérieur vers l'intérieur de la peau, une matière grasse, du muscle, des tendons et en dernier de segment osseux.

L'écho régénéré à la surface de l'os se trouve affaibli par la distance parcourue jusqu'à la sonde échographique.

Dans le but de régénéré cet écho, nous proposons de rehausser l'intensité des pixels le représentant.

La procédure de correction est inspirée du principe de l'atténuation de l'onde acoustique. Nous avons dans le premier chapitre étudié le principe des ultrasons [3]. Nous avons vu par la même occasion que l'intensité des pixels de l'image traduit l'intensité des échos accueillis par la sonde échographique.

Pour rappel, le principe de l'atténuation de l'onde ultrasonore est défini par la formule suivante :

$$I = I_{ref} * \exp (-ux)$$

Tel que :

I : Intensité de l'onde.

I_{ref} : intensité de référence.

u : coefficient d'atténuation.

x : distance parcourue par l'onde.

En étudiant de près ce principe, nous avons remarqué que $\exp (-ux)$ représente le facteur d'atténuation des ultrasons.

Ce facteur dépend de la distance parcourue par l'onde ultrasonore x . Aussi, ce facteur varie selon la nature du milieu traversé par l'onde, car le coefficient d'atténuation u est relatif à l'objet d'incidence.

Etant donné que les tissus traversés par l'onde acoustique jusqu'à la surface de l'os sont des tissus mous. Le coefficient d'atténuation moyen des tissus mous est égale à 0.5 db/cm /mhz[2].

En translatant ces informations à la représentation matricielle de l'image échographique numérique, la distance x est égale à l'indice ligne de la matrice de l'image.

Pour rehausser l'intensité, il suffit alors d'inverser le facteur d'atténuation et de l'appliquer aux intensités qui caractérisent l'écho original.

Nous savons également que la sonde échographique est placée au contact de la peau (car l'examen échographique s'effectue en percutané).

C'est pourquoi la distance parcourue par l'onde ultrasonore est calculée à partir de l'origine de l'image.

La formule de correction de l'intensité devient alors :

$$I_{cor} = I * \exp (ux)$$

I_{cor}: intensité corrigée.

Voici l'image échographique filtrée et corrigée.

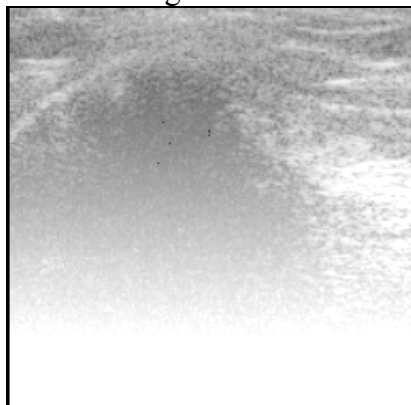


Fig4.7. Image corrigée.

II.3. Extraction du contour:

Nous avons atténué le bruit et corrigé l'intensité des pixels représentatifs des objets les plus profonds. Nous pouvons à présent segmenter l'image et extraire le contour de l'os. Pour ce faire, nous allons commencer par sélectionner la zone d'intensité maximale.

Nous avons vu dans le premier chapitre que la différence d'impédance acoustique de l'interface tissus mous / os induit à la réflexion de la plus grande partie de l'onde incidente à la surface de l'os. Ceci se traduit par la présence de pixels très lumineux.

Ces pixels de grande intensité sont indicateurs de la localisation de la surface de l'os. Pour extraire le contour de l'os nous devons sélectionner le groupe de pixels les plus lumineux.

Il suffit donc de retenir les pixels dont la probabilité d'appartenir à la zone hyperéchogène tend vers 1. Nous devons en premier lieu déterminer l'intensité maximale de l'image *valmax*, en suite calculer la probabilité d'appartenance à la zone hyperéchogène de chaque pixel de l'image. La formule suivante nous permet d'effectuer le traitement souhaité.

$$Proba (pixel (i,j) / intensité maximale) = pixel (i,j) / valmax.$$

La présence d'une zone d'ombre acoustique adjacente à la ligne hyper échogène est une autre caractéristique ultrasonore de l'os.

En effet, suite à l'étude anatomique et acoustique de l'os, nous avons appris que l'os de part sa minéralisation (présence de calcium) absorbe les ultrasons et empêche leur diffusion. Il est donc impossible aux ultrasons de traverser la structure osseuse, ce qui se traduit par la formation d'une zone anéchogène (vide d'écho) de couleur sombre.

La combinaison de ces deux indicateurs caractérise le contour de l'os par une zone de contraste positif. Pour localiser cette zone, il suffit de sélectionner les pixels ayant un fort gradient positif.

Parmi les deux groupes de pixels sélectionnés, nous ne retenons que les pixels respectant les deux critères étudiés au même temps.

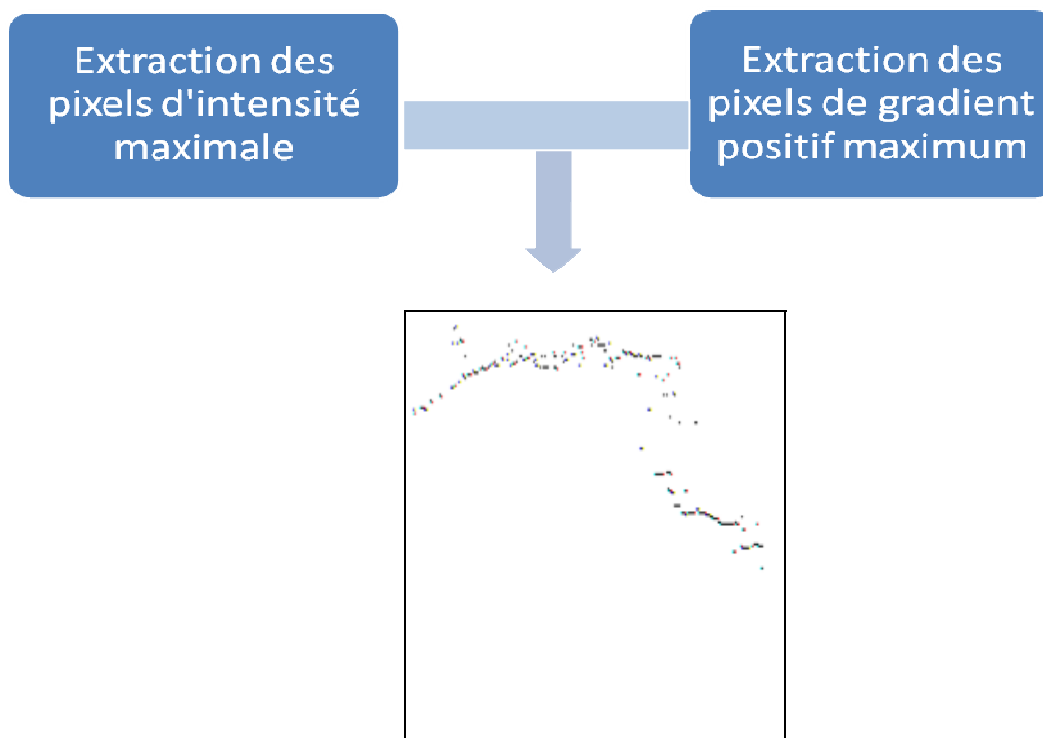


Fig4.8. Extraction du contour.

II. Analyse d'homogénéité :

Rappelons que l'intensité est uniforme le long du contour de l'os et que l'homogénéité est une information locale qui correspond au caractère uniforme d'une région.

Dans le but de vérifier l'homogénéité des pixels sélectionnés précédemment, nous utilisons une des mesures statistiques qui est l'écart type σ .

$$\sigma_{ij} = \sqrt{(1/d \sum_p \sum_q (I_{pq} - M_{ij})^2)} \quad [25]$$

M_{ij} : moyenne des niveaux de gris sur une fenêtre $d \times d$ avec $d=3$.

L'écart type nous permet de mesurer la dispersion du groupe de pixels sélectionnés. En ne retenant que les pixels dont l'écart type se rapproche nous assurant l'homogénéité des pixels sélectionnés.

Voici le résultat final de la segmentation automatique en comparaison avec une segmentation manuelle effectuée par le médecin radiologue sur l'image de l'exemple :

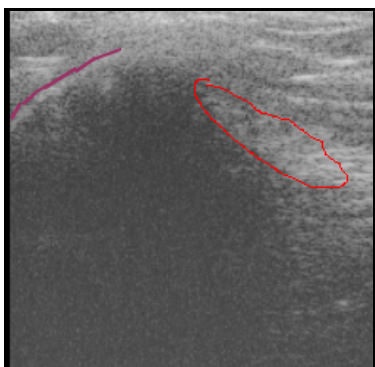


Fig4.9. Segmentation manuelle de référence (en rouge)

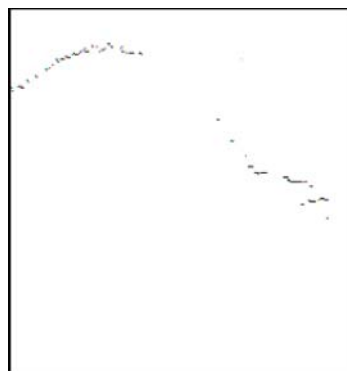


Fig4.10. Résultat final de la segmentation automatique.

Nous avons testé notre solution sur l'échographie de la symphyse, voici le résultat visuel obtenu :

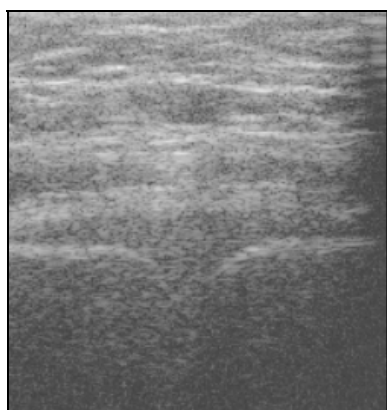


Fig4.11. Echographie du Symphyse



Fig4.12. Image Segmentée.

III. Evaluation de la solution :

Malgré que les résultats obtenus suite à l'application de notre approche soit en moins attractifs que les résultats promis par la méthode 2, ils restent plus fiables. En effet, l'approche proposée vérifie toutes les caractéristiques ultrasonore et anatomique de l'os une par une ce qui n'est pas le cas des méthodes étudiées dans le chapitre précédent.

La solution proposée est indépendante du site squelettique. Elle ne prend pas en compte les spécificités anatomiques du genou. Elle est donc généralisable à toutes les parties osseuses.

Dans le contexte de la chirurgie orthopédique assistée par ordinateur, deux paramètres sont déterminants d'une bonne segmentation : la précision et le temps d'exécution. En effet, pour adopter une méthode de segmentation dans ce contexte, elle doit donner des résultats précis dans un minimum de temps.

Nous allons dans ce qui suit évaluer notre solution. Nous évaluons en premier lieu sa précision et en suite sa rapidité d'exécution.

III. 1 Evaluation de la précision :

Nous utilisons la segmentation manuelle effectuée par un expert (médecin radiologue) comme référence pour juger de la qualité de la segmentation. Nous utilisons la *distance de Hausdorff* pour calculer l'erreur de segmentation sur 20 images.

La distance de Hausdorff H entre la segmentation automatique et la segmentation manuelle est donnée par la formule suivante :

$$H = \max_a \{ \min_b \{ d(a,b) \} \} [26]$$

$d(a,b)$: distance entre a et b .

a pixel appartenant à l'image de segmentation automatique A .

b pixel appartenant à l'image de segmentation manuelle B .

Voici le tableau qui résume la moyenne de l'erreur de segmentation sur l'ensemble d'images de test :

Sujet	Erreur de segmentation (mm)
Epine tibiale	0.6630
Symphyse	0.5834

Tab4.2. Erreur de segmentation

Le résultat sur les images de la symphyse est tout aussi satisfaisant, par conséquent la méthode peut être utilisée dans le contexte de la prothèse de la hanche.

III. 2 Evaluation du temps d'exécution :

L'estimation du temps d'exécution dépend du compilateur et de la vitesse d'exécution de la machine utilisée. Ces paramètres sont variables.

Notre algorithme est composé d'un ensemble d'opérations simples répétitives et de comparaisons. Il est de complexité raisonnable [27].

Algorithme général de la solution en condensé:

/*

Lecture de l'image.

Importer bibliothèque vtk

Importer bibliothèques math

1. *Pour tout pixel i,j de l'image faire*

*Pixel $i,j = \text{Pixel } i,j * \exp(u*i)$*

Fait

2. *Max=pixel 0,0*

Pour tout pixel i,j de l'image faire

Si pixel $i,j > \text{max}$ alors $\text{max} = \text{Pixel } i,j$

```

Fsi
Fait.
Pour tout Pixel  $i,j$  de l'image faire
     $P = \text{Pixel } i,j/\max$ 
Si  $P > 0.9$  alors
    Pixel  $i,j=0$ 
Sinon Pixel  $i,j=255$ 
Fsi
Fait
Pour tout Pixel  $i,j$  de l'image faire
     $\text{Grad} = \text{Pixel } i,j - \text{Pixel } i+1,j$ 
Si  $\text{grad} > 0$  alors
    Pixel  $i,j=0$ 
Sinon Pixel  $i,j=255$ 
Fait
 $D=3$ 
Pour tout Pixel  $i,j$  de l'image faire
     $V_{i,j} = \text{stdev pixel } i,j$ 
Fait
Pour tout  $i,j$  faire
    Pour tout  $k,l$  faire
        Si  $V_{i,j} \approx V_{k,l}$  alors
            Pixel  $i,j=0$ 
        Sinon Pixel  $i,j=255$ 
Fsi
fait
affichage de l'image
*/

```

Nous avons utilisé le Visual c++ comme langage de programmation. Malgré que ce langage ne soit pas dédié au traitement d'image, il offre un compilateur connu par sa performance et sa rapidité à traiter les programmes complexes. Aussi, nous avons utilisé VTK bibliothèque en C précompilé, ce qui nous a permis de gagner en temps de calcul.

Nous avons appliqué notre solution sur des images de taille : 250*320 pixels. Avec une profondeur de couleur de 24.

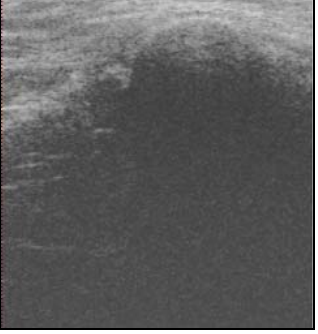
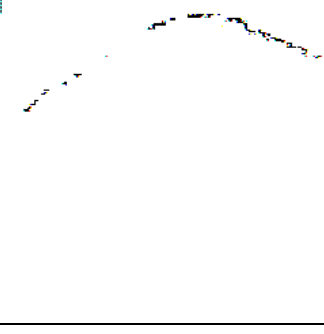
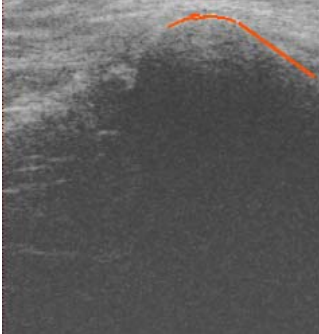
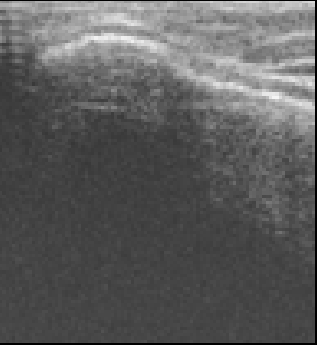


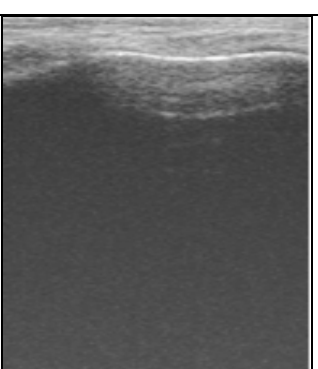
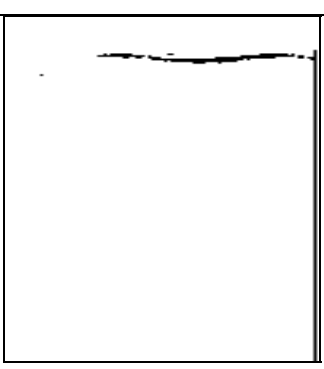
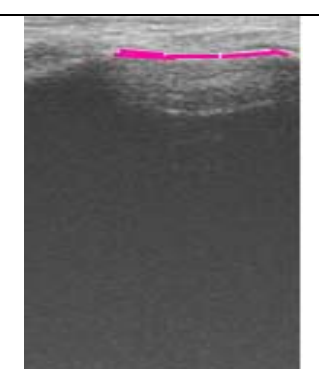
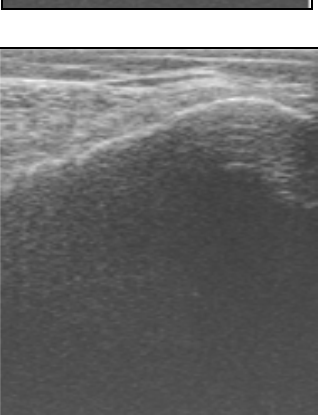
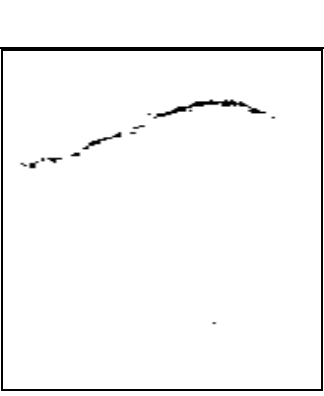
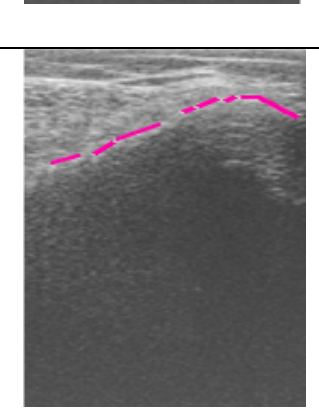
Le traitement s'est effectué sur un Pentium4 avec une vitesse d'horloge de 3.0 GHZ et un 1G de mémoire virtuelle.

Sous ces spécificités, la segmentation s'est effectuée dans un temps <1s par image. Ce temps de calcul est satisfaisant. La solution est alors adaptée à une utilisation en temps réel.

Remarque :

A partir de l'image échographique de l'épine tibiale, l'opérateur humain ne peut localiser qu'une partie de la structure osseuse. Dans l'autre partie, le contour de l'os n'est pas clairement visible sur l'image (entouré de rouge) voir Fig4.9. Dans ce cas la segmentation manuelle ne peut être utilisée comme référence pour évaluer la robustesse de la segmentation automatique.

Nous avons choisi de présenter le résultat de l'approche proposée sur quelques images échographiques du genou à titre d'exemple.

Image échographique	Segmentation automatique	Segmentation manuelle
		
		
		
		

Tab4.3. Résultat de la méthode sur quelques échographies du genou.

Conclusion :

La méthode de segmentation proposée est jugée assez précise et rapide pour être utilisée dans l'ostéotomie tibiale assistée par ordinateur.

La méthode proposée peut être appliquée dans toutes les parties osseuses car elle est indépendante de l'anatomie du membre articulaire. En effet, les résultats obtenus suite à l'application de la solution sur les échographies de la symphyse sont aussi satisfaisants.

Nous avons pu extraire des points d'intérêts constituant le contour de l'os. Pour avoir un profil continu, il est possible d'appliquer un contour actif à la fin de la procédure.

A partir des résultats obtenus, nous confirmons que l'orientation de la sonde est déterminante de la bonne visualisation de l'objet d'intérêt. En effet la partie de l'os qui est perpendiculaire à l'orientation des ondes apparaît clairement par contre la partie qui ne l'est pas est extraite difficilement et avec moins de précision.

conclusion et perspective

Dans le but de minimiser le caractère invasif de l'ostéotomie tibiale assistée par ordinateur, nous avons pensé utiliser l'échographie pour l'acquisition de la morphologie du patient. Nous nous sommes focalisés sur l'utilisation d'une méthode de segmentation des images échographiques osseuses adaptée à ce contexte. Et pour ce faire, nous avons d'abord cherché dans la littérature des méthodes qui pourraient nous convenir.

Suite à l'évaluation de l'existant, nous avons conclu à la nécessité de proposer une méthode personnelle qui convient à notre contexte.

Nous avons en premier lieu étudié l'anatomie du système articulaire et les principes des ultrasons ainsi que leurs impacts sur le tissu osseux.

Nous avons exploité ces informations dans la conception de notre solution. Ce qui nous a permis d'aboutir à des résultats satisfaisants ; non seulement en termes de robustesse mais aussi en temps de calcul.

L'évaluation de la robustesse de la solution a été effectuée en comparaison à une segmentation manuelle nous avons utilisé la distance de Hausdorff afin de quantifier la précision de la segmentation.

Pour calculer le temps d'exécution, nous avons choisi d'évaluer la complexité algorithmique de la solution. Cette évaluation est indépendante du compilateur et des capacités de la machine, elle dépend seulement de la taille de l'image.

Malgré que les résultats obtenus soient satisfaisants, nous proposons des améliorations comme perspectives :

- Localiser la zone pouvant contenir l'os et lancer la procédure de segmentation automatique permettra d'amoindrir le temps de calcul.
- Paramétrer la solution en fonction de la pathologie et des sujets.
- Traiter l'écho dans sa forme brute et non pas sa représentation en image.
- Appliquer les principes de la *gestalt* en exploitant les informations anatomiques. L'idée et d'extraire ce qui n'est pas visible étant donné que la qualité de l'image est mauvaise.

Nous avons conclu aussi que la segmentation manuelle ne peut être utilisée comme référence. C'est pourquoi, nous proposons comme perspective à notre travail de :

- Proposer une méthode d'évaluation de la précision de la segmentation automatique.

Références bibliographiques :

- [1] JL Brasseur D Zeitoun, Echographie de l'appareil locomoteur Bases Sémiologiques : cours, CHU Pitié-Salpêtrière, 2006.
- [2] Claude Shields, La physique des ultrasons : Cours, 2005.
- [3] Clovis TAUBER., Filtrage anisotrope robuste et segmentation par B-spline snake : application aux images échographiques, Thèse de doctorat. Ecole doctorale Informatique et télé communications, 2005.
- [4] P. Laugier, F. Padilla, Rétrodiffusion aspects expérimentaux : cours. Laboratoire d'Imagerie Paramétrique. [Université Pierre et Marie Curie - Paris 6.](#)
- [5] P. Laugier, M. Talmant. Doctorants : E. Camus, E. Bossy, Transmission axiale, Laboratoire d'Imagerie Paramétrique : cours, [Université Pierre et Marie Curie - Paris 6.](#)
- [6] P. Laugier, F. Padilla, F. Peyrin, K. Raum, A. Saied, M. Talmant and L. Vico, Apport des ultrasons dans l'exploration du tissu osseux : cours, Laboratoire d'Imagerie Paramétrique. [Université Pierre et Marie Curie - Paris 6.](#)
- [7] P. Leclercq D. Dohan, De l'intérêt du bistouri ultrasonore en implantologie : technologies, applications cliniques : cours, Place du Général-Catroux, 75017 Paris, France.
- [8] Cécile Baron, Modélisation de la propagation d'ondes ultrasonores en milieux hétérogènes : milieux continûment variables et tissus biologiques. Laboratoire de Mécanique et d'Acoustique : cours, Ecole Supérieure de Physique et Chimie de Paris CNRS, 2007.
- [9] [Marielle Defontaine](#), [Frédéric Patat](#), Exploration fonctionnelle de l'os trabéculaire : cours, Université de TOURS, 2001.
- [10] F. Montraver, Détection per opératoire et Applications thérapeutiques des ultrasons : cours, Service de Médecine Nucléaire Hôpital Tenon.
- [11] Le dictionnaire encyclopédique LAROUSSE. France, 1985.
- [12] A. Chevrot, M.Katz, Radiologie des os et des articulations, Edition Masson, 1986.
- [13] Paul Barthez, L'image ultrasonore Bases techniques et matériel : cours, Université de Lyon 2003.
- [14] GIRAUD Jean-Yves, MORUCCI Jean-Pierre, Etude et mise en œuvre d'un ostéotome assisté par ultrasons : cours, Université de Toulouse 3, FRANCE 2006.
- [15] S. Bensamoun, M.C. Ho Ba Tho1, J.M. Gherbezza, J.F. de Belleval, Cartographie des Vitesses Ultrasons sur Sélections Corticales Fémorales Humaines : cours, Laboratoire de biomécanique et génie biomédical UMR, CNRS 6600, U.T.C.2002.
- [16] Vincent Daanen, Jerome Tonetti, Jocelyne Troccaz, An Information Fusion Method for the Automatic Delineation of the Bone-Soft Tissues Interface in Ultrasound Images: publication, Faculty of Medecine - 38706 La Tronche cedex – France, 2004.
- [17] A. Alfiansyaha,b, R. Streichenbergera, P. Kiliana,b, M-E Bellemarea, O.Coulona. Automatic segmentation of hip bone surface in ultrasound images using an active contour: publication. Laboratoire LSIS, UMR CNRS 6168, Marseille, France, 2006.

- [18] Jens Kowal, Christoph Amstutz, James Ioppolo, Martin Styner, Lutz-Peter Nolte. Fast Automatic Bone Contour Extraction in Ultrasound Images : publication, Department of Surgery at the University of Western Australia, 2002.
- [19] Isabelle Bloch, Henri Maître, Florence Tupin, Antoine Manzanera. Traitement et reconnaissance d'images : cours master, Département Signal & Images Paris6, 2007.
- [20] <http://fr.wikipedia.org/wiki>.
- [21] Jean-Christophe Baillie, Segmentation. : cours, ENSTA, 2003.
- [22] J. Alison Noble, Djamel Boukerroui, Ultrasound Image Segmentation: A Survey. Publication, IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, VOL. 25, NO. 8, AUGUST 2006.
- [23] A. Rabhi, M. Adel, S. Bourennane, Segmentation d'images ultrasonores par les régions actives géodésiques : publication, Institut Fresnel, UMR-CNRS 6133, 2006.
- [24] C.A.Glasbey. Ultrasound image segmentation using stochastic templates. Publication, Biomathematics and Statistics Scotland, 1998.
- [25] Emmanuel Grenier, La bonne formule de l'écart type, Revue MODULAD. Reims Management School, 2007.
- [26] N.Grégoire, M.Bouillot, Hausdorff distance : cours, MacGill University, 1998.
- [27] Deug-Mias, Complexité algorithmique : cours.,Institut Galilée.